TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI
Ústav zdravotnických studií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Možnosti sledování biomechanických projevů peristaltiky střev

2013

Vendula Tomešová

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI
Ústav zdravotnických studií

Studijní program: B3944 – Biomedicínská technika
Studijní obor: 3901R032 – Biomedicínská technika

Možnosti sledování biomechanických projevů peristaltiky střev

Options of monitoring the biomechanical shows of intestinal peristalsis

Vendula Tomešová

2013 Bakalářská práce

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI
Ústav zdravotnických studií
Akademický rok: 2011/2012

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení:	**Vendula Tomešová**
Osobní číslo:	**Z10000012**
Studijní program:	**B3944 Biomedicínská technika**
Studijní obor:	**Biomedicínská technika**
Název tématu:	**Možnosti sledování biomechanických projevů peristaltiky střev**
Zadávající katedra:	**Ústav zdravotnických studií**

Zásady pro vypracování:

Nastudovat problematiku peristaltiky střev.
Seznámit se s principy dostupného přístrojového vybavení a současných diagnostických postupů.
Provést vlastní návrh metodiky monitoringu peristaltiky střev.
Ověřit vybrané navržené metody pomocí dostupného přístrojového vybavení.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy: **50 - 70 stran**

Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam odborné literatury:

1. ROZMAN, J. a kolektiv. Elektronické přístroje v lékařství. Praha, Academia, 2006.
2. HOŘEJŠÍ, J. - překladatel. Lidské tělo: srozumitelný a zevrubný průvodce po strukturách a funkcích lidského organismu. Praha, Cesty, 1996.
3. LUKÁŠ, K. a kolektiv. Gastroenterologie a hepatologie pro zdravotní sestry. Praha, Grada publishing, 2005.
4. MAŘATKA, Z. a kolektiv. Aktuality v gastroenterologii. Praha, AZ servis Praha, 1994.
5. HRAZDIRA, I. Lékařská biofyzika a přístrojová technika. Brno, Neptun, 2001.
6. FLETCHER, H. The A. B.-Z. Of Our Own Nutrition - 1903. NY, Cornell University Library, 2009.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Jiří Jelínek, Ph.D.**
Ústav mechatroniky a technické informatiky

Datum zadání bakalářské práce: **31. března 2012**
Termín odevzdání bakalářské práce: **30. dubna 2013**

prof. Dr. Ing. Zdeněk Kůs
rektor

Technická univerzita v Liberci
L.S.

Mgr. Marie Froňková
pověřena vedením ústavu

V Liberci dne 29. března 2013

Prohlášení

Byla jsem seznámena s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb. o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti TUL. V tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím bakalářské práce a konzultantem.

Datum: 26. 4. 2013

Podpis

Poděkování:

V první řadě bych chtěla poděkovat vedoucímu práce, Ing. Jiřímu Jelínkovi Ph.D. za odborné vedení práce, cenné rady a připomínky, podporu a ochotu a vstřícnost po celou dobu tvorby práce. Poděkování také samozřejmě patří prof. Ing. Aleši Richterovi CSc. za cenné rady, užitečné konexe a vysvětlení významu slova stres v praxi. Dále děkuji doc. Ing. Ivanu Doležalovi CSc. a MUDr. Jiřině Pintové za odborné konzultace a Martinu Huňkovi za realizaci plošného spoje nadsvětelnou rychlostí. Mé díky patří všem, kdo se mi více či méně snažili či nesnažili pomoci za snahu nebo i za to, že mi otevřeli oči. Děkuji rodině za tichou podporu a kvanta hluboké trpělivosti. Díky patří také mému psu Alfovi za mlčení při diskutování chyb v mé práci. Děkuji správcům českého herního portálu WOW, serveru YouTube a Habánským sklepům za to, že byli se mnou. Děkuji jaru, že přišlo tak pozdě a umožnilo mi psát s čistou hlavou a děkuji i Bohu za dopsání této práce v termínu. Děkuji těm, kteří najdou odvahu do této práce nahlédnou a hned ji nezavřít a na závěr děkuji všem, na které jsem v tom spěchu zapomněla.

ANOTACE

AUTOR	Vendula Tomešová
INSTITUCE	UZS - Biomedicínská technika
NÁZEV PRÁCE	Možnosti sledování biomechanických projevů peristaltiky střev
VEDOUCÍ PRÁCE	Ing. Jiří Jelínek, Ph.D.
POČET STRAN	73
POČET PŘÍLOH	7
ROK OBHAJOBY	2013
SOUHRN	Tato práce se zabývá problematikou monitorování peristaltiky střev. V práci je shrnut význam správné funkce trávicího traktu, s tím spojený význam sledování střevní motility a v praxi užívané metody pro monitorování střev. Cílem práce je navrhnout nové způsoby monitorování střevní peristaltiky, vyzkoušet je pomocí dostupného přístrojového vybavení a zhodnotit jejich efektivitu a náročnost. Práce také nastiňuje možnosti následného algoritmického vyhodnocení získané informace.
KLÍČOVÁ SLOVA	trávicí trakt, střeva, peristaltika, motilita, monitorování, gastroenterologie

ANNOTATION

AUTHOR	Vendula Tomešová
INSTITUTE	UZS – Biomedical technology
THESIS TITLE	Options of monitoring the biomechanical shows of intestinal peristalsis
SUPERVISOR	Ing. Jiří Jelínek, Ph.D.
NUMBER OF PAGES	73
NUMBER OF APPENDICES	7
YEAR	2013
SUMMARY	This bachelor thesis deals with issue of monitoring intestinal peristalsis. This thesis summarizes the importance of correct function of digestive tract as well as the importance of monitoring intestinal peristalsis and diagnostic methods used in practice. Aims and results of the thesis are: designing of new methods of monitoring intestinal peristalsis, testings our drafts and the appraisal of explored methods. The thesis also outlines the algorithmic appraisal.
KEY WORDS	digestive system, intestines, peristalsis, motility, monitoring, gastroenterology

OBSAH

Seznam obrázků

Seznam tabulek

Seznam symbolů, zkratek a termínů

CNS	centrální nervová soustava
ČSN	česká technická norma
F	farad (jednotka kapacity)
FIR	filtr s konečnou impulsní odezvou (finite impulse response)
GIT	trávicí trakt
Hz	hertz (jednotka frekvence)
IIR	filtr s nekonečnou impulsní odezvou (infinite impulse response)
SMD	povrchová montáž (surface mout device)
TUL	Technická univerzita v Liberci
UPS	nepřetržitý záložní zdroj elektrické energie
UZS	Ústav zdravotnických studií
V	volt (jednotka napětí)
W	watt (jednotka výkonu)
WHO	Světová zdravotnická organizace (World Health Organisation)
Ω	ohm (jednotka elektrického odporu)

Úvod

V oblasti gastroenterologie se stále setrvává u konvenčních způsobů diagnostiky a na technický postup v této oblasti není zdaleka dáván takový důraz jako v jiných zdravotnických oborech. Diagnostika v gastroenterologii tedy v současné době stále nabízí prostor pro inovaci technických postupů, a s tím spojeného technického vybavení, a umožňuje navrhnout, dosud pro klinickou praxi neznámou, metodu monitoringu, nebo alespoň efektivně inovovat metodu v praxi běžně užívanou.

Pro výzkum jsou vybrány dva způsoby diagnostiky, které budou inovovány. Jedná se o statické snímání úseku střev ultrazvukem a elektrické snímání akustických projevů pomocí fonendoskopu. Tyto metody byly vybrány z důvodu vysoké výpovědní informace a poměrně snadné realizace zdokonaleného snímání na základě těchto principů. Vzhledem k přímému kontaktu monitorovaného s přístroji je třeba dodržovat požadavky na klinickou studii.

V první části práce bude pojednáváno o významu zachování správné funkce střev a o významu monitoringu peristaltiky střev. Následovat bude výčet dnes v praxi užívaných způsobů sledování a zásadní informace ke způsobům monitorace, které budou realizovány ve výzkumu. Praktickou část budou tvořit samotné podrobné návrhy nových metod monitoringu, popis jejich realizace a zhodnocení efektivity a realizovatelnosti těchto metod v klinické praxi.

Motivace

Téma mé bakalářské práce: „Možnosti sledování biomechanických projevů peristaltiky střev“ zabývající se hledáním nových možností diagnostiky střevní motility koresponduje s mým zájmem v hledání nových řešení. Během studia Biomedicínské techniky mne zaujala spíše technická stránka zdravotnictví a obecně hledání a realizace vlastních postupů řešení zadané problematiky. Spojení konvenčních, principiálně jednoduchých postupů ve zdravotnictví, ať už v oblasti diagnostiky či terapie, s novými technickými postupy se ukazuje jako efektivní. Mým záměrem je pokusit se navrhnout nový, fungující způsob monitorace střevní peristaltiky a, pokud možno, jeho realizaci zdárně dokončit tak, aby mohla být použita v praxi.

Cíle

Cílem práce je nastínit problematiku diagnostiky peristaltiky střev a jejího technického vybavení, navrhnout nový postup diagnostiky, realizovat tento návrh pomocí dostupného technického vybavení a zhodnotit ho z hlediska uplatnění v klinické praxi na základě pokusného měření. V případě auskultace je výstupem práce také samotný elektrický zdravotnický přístroj.

1 Význam monitorování střevní peristaltiky

Zachování střevní peristaltiky je pro člověka životně nezbytné. Správná funkce a aktivita střev jsou nenahraditelné jak při vlastním trávení a vstřebávání látek, tak při obranné funkci organismu.

Trávení

I když míra aktivity střev podléhá dennímu cyklu a momentálním potřebám každého jednotlivce, alespoň mírná aktivita je při správné funkci vždy přítomna. Je důkazem a zároveň podmínkou správné funkce GIT. Bez přítomnosti střevní peristaltiky tělo není schopné posouvat traveninu do pasáže, kde jsou živiny vstřebávány. Její nepřítomnost je život ohrožující, lidský organismus není schopný přijímat energii jiným způsobem než stravou.

Imunitní systém

GIT patří mezi nespecifické imunitní mechanismy organismu, které chrání před přímým průnikem patogenů (tedy toxinů, antigenů, alergenů, bakterií nebo virů) do vnitřního prostředí organismu. S cizorodými látkami přichází do kontaktu pravidelně. Lymfatická tkáň GIT je schopna spustit imunitní reakci lokální, ovlivňující pouze tento systém, i celkovou, mající vliv na celý organismus. Nejvyšší koncentrace obranných mechanismů se nachází právě v tenkém střevě a v játrech. Základní obranou proti negativnímu vlivu cizorodých látek je slizniční bariéra, což zahrnuje celistvost sliznice GIT, dostatek hlenu, přirozené pH prostředí, zdraví imunitního systému nebo vyváženou střevní mikroflóru. Mikroorganismy střevní mikroflóry jsou imunní vůči antimikrobiálním procesům GIT a svou vlastní aktivitou brání množení cizích, patogenních bakterií.

Správná funkce GIT je podmínkou účinného imunitního systému. Poruchy jeho obranných funkcí jsou jednou z možných příčin některých alergických reakcí a poruch imunity, např. autoimunitní onemocnění. Proto je důležité sledovat správnou funkci GIT především u pooperačních stavů pacientů, kdy se průběh procesu uzdravování odvíjí mimo jiné od plně zdravého a funkčního GIT.

Enterální výživa

Enterální výživou se rozumí podávání tekuté stravy sondou přímo do střeva současně s přísunem všech látek nutných pro výživu organismu infúzí přímo do krve. Činnost dolního úseku GIT, tenkého a tlustého střeva, je tedy zachována. Tento druh výživy je indikován u většiny operací GIT, u pacientů, kteří nejsou schopni přijímat stravu přirozenou cestou, a u pacientů trpících malnutricí. Zajišťuje se tak období, kdy pacient ještě nemůže přijímat stravu přirozenou cestou a je třeba dodat organismu živiny jiným způsobem.

Časné zavedení enterální výživy u pacientů po operaci GIT pomáhá zkrátit délku operace a má příznivý vliv na průběh rekonvalescence. Záměrem je též zachování vlastní peristaltiky střev, která je dlouhodobě nenahraditelná a pro pacienta absolutně nejvhodnějším způsobem příjmu živin. Cílem časné enterální výživy je také udržet imunitní bariéru ve střevě a následně snížit riziko výskytu infekce.

Záznam

Snahou moderní medicíny je co možná nejvíce automatizovat jednoduché diagnostické postupy, modernizovat stávající zdravotnické postupy a šetřit tak čas zdravotnického personálu. Je vhodné zaznamenávat výsledky měření do generovaného textového souboru, kde se zálohují a mohou být přiloženy do zdravotnické dokumentace pacienta jako objektivní, prokazatelný důkaz o správné funkci střev. Při případných následných zdravotních komplikacích je takový záznam pro ošetřující personál nenahraditelný, např. za účelem vyvrácení pochybení personálu.

Diagnostika

Motilita střev je vyšetřována v zásadě ve dvou případech:

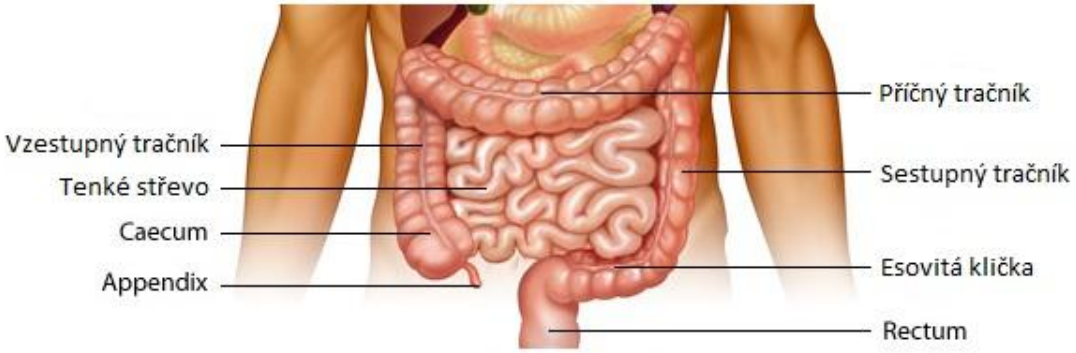
1. Zjišťuje se kvantita, tedy přítomnost peristaltických pohybů střev. To je především předmětem zkoumání u pooperačních stavů, kdy je nutné zdokumentovat, zda operace nezpůsobila funkční poruchu GIT.

2. Zjišťuje se kvalita peristaltických pohybů střev. Jedná se o komplikovanější a náročnější komplex vyšetření, který je indikován především v případech s vrozenou anatomickou malformací GIT, při poruchách peristaltiky bez zjevné příčiny a při akutní či chronické funkční poruše motility střev. [9, 20]

2 Anatomie trávicího ústrojí

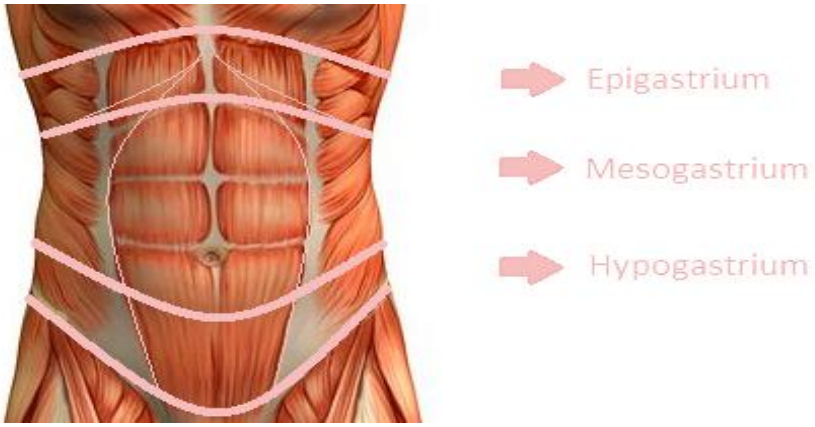
Pro pochopení následujících způsobů monitorace je třeba znát základní anatomické uložení GIT. Orgány GIT jsou uloženy v oblasti hlavy a krku, v dutině hrudní, břišní a v malé pánvi. Střeva se nalézají v oblasti břicha, v peritoneální dutině, částečně intraperitoneálně, částečně retroperitoneálně. Dolní, koncová část trávicí trubice je tvořena tenkým a tlustým střevem. Jejich anatomické uložení v břišní dutině znázorňuje obr. 1.

Trávicí systém plní funkci příjmu, rozmělnění, zpracování a vstřebávání živin a transportu tráveniny. Nepřímo plní i funkci obrannou, kdy zastává bariérovou ochranu organismu. Střeva zaštiťují právě funkce imunitní a vstřebávací. [4, 5]



Obr. 1: Uspořádání dolní části GIT [21]

Pro zevní orientaci v oblasti břišní byly stanoveny základní orientační čáry, jejichž pomocí se vymezují jednotlivé krajiny břišní: epigastrium, mesogastrium a hypogastriu, všechny znázorněné na obr. 2. [19]



Obr. 2: Krajiny břišní [22]

3 Současné vyšetřovací metody v gastroenterologii

Mezi standardní, v klinické praxi užívané metody monitoringu střevní motility v oblasti gastroenterologie patří následující diagnostické postupy:

1. **Anamnéza** - Zaznamenává se subjektivní pacientův popis zdravotního stavu v současnosti, zdravotní komplikace prodělané v minulosti a chronické nemoci včetně závažných onemocnění přímých příbuzných.
2. **Fyzikální vyšetření** - Do této skupiny spadá vyšetření pohledem, poklepem, pohmatem břicha, poslechem břicha fonendoskopem a vyšetření per rectum.
3. **Endoskopie** - 2D optické zobrazení dutých orgánů. Dle předmětu zkoumání rozlišujeme ezofagogastroduodenoskopii, enteroskopii, kapslovou enteroskopii, endoskopickou retrográdní cholangiopankreatikografii, endoskopickou ultrasonografii a kolonoskopii.
4. **Histologie** - Jedná se o laboratorní analýzu vzorku odebraného při endoskopii nebo ze stolice.
5. **Koprologické vyšetření** - Laboratorně se vyhodnocují vzorky exkrementu z hlediska parazitologie.
6. **Laboratorní vyšetření krve** - Sledují se hladiny minerálů, hormonů atd.
7. **EGG** - Elektrogastrogram, snímá se elektrická aktivita hladké svaloviny trávicí trubice. Snímá se plošnou elektrodou transkutánně, kdy se pohybujeme ve frekvenčním spektru 0 – 1 Hz s rozsahem napětí 10 – 1000 µV, nebo plošnou elektrodou přímo přes stěnu orgánu na frekvencích 0 – 1 Hz s napětím 0,5 - 80 mV.
8. **Enteroklýza** - Do jejuna zavedenou sondou je aplikována baryová suspenze s roztokem metylcelulozy tvořící kontrast, následuje rtg snímek.
9. **Irigoskopie** - Tlusté střevo je naplněno baryovou suspenzí, po vyprázdnění a insuflaci vzduchu lze rentgenově sledovat reliéfový obraz stěny. Provádí se při kontraindikaci kolonoskopie.

10. **Defekografie** - Část tračníku je naplněna kontrastní suspenzí, snímkuje se průběh defekačního aktu. Provádí se při anatomických nebo funkčních změnách anu, recta nebo pánevního dna.
11. **Transit time** - Při této metodě pacient spolu s potravou přijme nestravitelný granulózní kontrast. Rentgenově se po stanovených intervalech snímkuje průběh kontrastu GIT a vyhodnocuje se doba průchodu kontrastu jednotlivými částmi GIT.
12. **Manometre** - Vyšetření jícnové, anální. Měří se postupně tlak v jednotlivých etážích, především v oblasti svěračů.
13. **pH-metrie** - Jedná se o 24hodinové monitorování pH v jícnu nebo v tenkém střevě. Po celou dobu jsou v celé délce jícnu zavedeny drobné elektrody.
14. **Scintigrafie** - Pacient požije radionuklidem označenou potravu, následuje snímkování. Sleduje se především gastroezofageální reflux, rychlost vyprázdnění žaludku a motilita střev. V závislosti na předpokládaných funkčních změnách se vyhodnocují 3 základní druhy motility: rytmické fyzické kontrakce (RPC), ultrapropulsivní kontrakce (UPC) nebo tonické kontrakce (TC).
15. **Ultrasonografie** - Vyšetřuje se především průchodnost a peristaltika tenkého a tlustého střeva.
16. **RTG** - Při rentgenovém vyšetření se pořizuje standardní nativní snímek, na kterém se vyhodnocují hladinky tekutiny v kličkách střeva.
17. **CT** - Pomocí počítačové tomografie se mapuje především nádorové bujení. Je využíváno pro tvorbu 3D mapy a následné řešení operací těžko dostupných úseků.
18. **MRI** - Magnetické rezonance se využívá pro hodnocení slizničního povrchu, anatomické struktury kliček a případných píštělí či abscesů. [2, 3, 6, 7]

Většina metod vychází ze základních zobrazovacích principů, nejčastěji RTG. Vyšetření založená na dalších principech, především na ultrazvukových, auskultačních či elektrických projevech a senzorickém snímání (pH či tlaku), dávají stále dostatek možností ke zdokonalování monitoringu touto cestou.

4 Vyšetřovací metody vybrané k výzkumu

Pro náš výzkum jsme vybrali následující dvě metody monitorování střevní motility, u obou metod se ve výzkumu budeme zabývat hledáním nových, zdokonalených a především efektivnějších možností a postupů sledování peristaltiky založených na konvenčních gastroenterologických principech.

4.1 Auskultace

Základní metodou sledování a kontroly střevní aktivity je poslech akustických projevů střevní aktivity fonendoskopem přes břišní stěnu. Auskultace pomocí fonendoskopu patří doposud k nejpoužívanějším nástrojům pro vyšetření střev.

4.1.1 Fonendoskop

Fonendoskop využívá základní akustické principy, zesiluje intenzitu zvuku. Mechanické vlnění rozkmitává pružnou membránu ve zvonové hlavě fonendoskopu, tím je zajištěno zintenzivnění akustického signálu, který je veden dál izolovanou soustavou. Ta je tvořena umělohmotnými nebo pryžovými hadičkami. Zvonová hlava je kovová a funguje jako rezonátor. Zachycuje zvuk na středních frekvencích 250 - 1500 Hz, s hlavou určenou pro nízkofrekvenční poslech je možné zachytit i frekvence 40 - 250 Hz. [9]

4.1.2 Legislativa

V naší studii snímáme mechanické projevy motility střev a převádíme je na elektrický signál. Vzniká tak nový elektrický zdravotnický přístroj. Fonendoskop bude opatřen elektrickým obvodem a bude připojen na vyhodnocovací jednotku, jedná se tedy o elektrický zdravotnický systém, který podléhá oznamovací povinnosti. Na takovýto systém se vztahují zvláštní předpisy, především normy ČSN 33 2140 o elektrických rozvodech v místnostech pro lékařské účely a ČSN EN 60601- 1, 2 o zdravotnických elektrických přístrojích a další vyhlášky dostupné na internetových stránkách Ministerstva zdravotnictví ČR. Pokud je přístroj užíván přímo na účastníkovi klinické studie, prostředí, vybavení a podmínky pro klinickou studii kopírují podmínky

pro poskytování zdravotnické péče ve zdravotnickém zařízení. Přístroj je třeba zařadit do následujících kategorií a řídit se odpovídajícími předpisy. [11]

Zdravotnický přístroj

Zdravotnické elektrické přístroje se dělí na tyto třídy:

- **Třída I** – Nástroje a neelektrické přístroje.
- **Třída IIa** – Neinvazivní elektrické přístroje v kontaktu s pacientem do 30 min.
- **Třída IIb** – Invazivní elektrické přístroje v kontaktu s pacientem do 30 dní.
- **Třída III** – Elektrické přístroje v přímém kontaktu se srdcem či CNS. [18]

Zapojení systému

Zdravotnické elektrické přístroje mohou být napájeny z těchto zásuvek:

- **RAL 9010 (bílé)** - Pro úklidové a údržbářské stroje a méně náročné spotřebiče. Mají pouze základní ochranu před úrazem elektrickým proudem.
- **RAL 8014 (hnědé)** - Pro méně důležité obvody, vybavené proudovými chrániči 30 mA, pro zdravotnické elektrické přístroje, které nejsou v přímém kontaktu s pacientem.
- **RAL 6018 (zelené)** - Pro přístroje, u nichž přerušení napájení do 2 min neohrozí život či zdraví pacientů. Jedná se o dieselagregát s automatickým startem.
- **RAL 1018 (žluté)** - Pro přístroje, u nichž vyřazení z provozu ohrozí život či zdraví pacientů. Transformátor má primární vinutí napájené z důležitých obvodů. Závada je signalizována optickou a akustickou signalizací.
- **RAL 2004 (oranžové)** - Pro přístroje, které podporují či nahrazují základní životní funkce. Primární vinutí ochranného oddělovacího transformátoru je napájeno z UPS v on-line režimu, s přerušením do 15 s.

Prodlužovací šňůry a obecně jiné než přímé propojení jednotlivých komponent systému normy neumožňují. Jednotlivé části systému by měly od sebe být alespoň galvanicky odděleny. [17]

4.1.3 Zobrazení

Pro naše účely je třeba výstupní signál alespoň filtrovat. V úvahu přicházejí tyto filtry:

- **FIR** - Diskrétní lineární filtry s konečnou impulzní odezvou. Jsou stabilní, bez zpětných vazeb, mohou mít lineární fázi, pracují na vyšších řádech přenosové funkce.
- **IIR** - Filtry s nekonečnou odezvou. Jsou nenáročné na výpočet i návrh, mají analogovou podobu, dobře fungují i v nižších řádech a mají nízké zpoždění. K těmto filtrům se řadí např. Chebyshevův filtr, Butterworth, Single-pole nebo Cauerův filtr. [13]

4.2 Ultrasonografie

Ultrazvukem jsou myšleny mechanické kmity o frekvenci vyšší než horní frekvenční mez slyšitelnosti lidského ucha, tedy nad 20 kHz. Pro diagnostiku se používají vyšší kmitočty v rozmezí 2 – 30 MHz. Každé prostředí je z akustického hlediska charakterizováno několika parametry, mezi nejdůležitější patří rychlost šíření ultrazvuku daným prostředím, akustická impedance a útlum. Rychlost šíření ultrazvuku se liší v jednotlivých tkáních, u vzduchu je to v průměru 340 ms^{-1}, tuk se pohybuje okolo 1450 ms^{-1}, voda o teplotě 37 °C 1520 ms^{-1}, svalová tkáň 1568 ms^{-1} a kost 3800 ms^{-1}. Jen při snímání střev se kromě vlastní měkké tkáně účastní na průchodu vlny i vzduch, voda a tuková a kostní tkáň. Sondy jsou proto standardně konstruovány s kalibrací na průměrnou rychlost šíření v měkkých tkáních 1540 ms^{-1}, což platí i pro gastroenterologii. Diagnostická informace je získána zachycením, zpracováním a zobrazením ultrazvukového vlnění odraženého od tkáňových rozhraní. Útlum v tkáních hraje důležitou roli při volbě zobrazovací frekvence. S rostoucí frekvencí úměrně klesá vlnová délka a je možné zobrazovat tkáňové struktury uložené v nižší hloubce. V gastroenterologii se pomocí ultrazvuku vyšetřuje především průchodnost a peristaltika tenkého a tlustého střeva. Ultrazvuk nabízí širokou škálu nastavení snímání a zobrazení. [14]

Transducery

Podle geometrického tvaru vytvořeného obrazu rozlišujeme sondy:

a) **Sektorové**: Výhodou je snímání celého řezu vyšetřované oblasti z malé vstupní plochy. Tento typ se užívá při transthorakálním vyšetření srdce nebo při vyšetření jater. Většina sond tohoto typu pracuje na frekvenci 2,5 MHz.

b) **Lineární**: Jsou tvořeny vysokým počtem miniaturních měničů uspořádaných do souvislé řady. Lineární sondy vyšších kmitočtů se používají při vyšetřování povrchových orgánů, nejčastěji svalových struktur, a v kombinaci s dopplerovským monitorováním i pro vyšetřování cév. Lineární sondy běžně pracují na frekvenci 7,5 MHz.

c) **Konvexní**: Tento typ sond je kombinací obou předešlých druhů. Uspořádání elementárních měničů je inspirované lineární sondou, konvexní tvar plochy s měniči ale poskytuje sektorový obraz. Tyto sondy bývají kalibrovány většinou na 3,5 MHz. Hloubka zobrazení je 15 – 20 cm.

d) **Maticové**: Maticové sondy poskytují v současnosti nejkvalitnější obraz. Jejich základem je čtvercové uspořádání velkého počtu miniaturních piezoelektrických krystalů, které vysílají širokopásmový signál. Vysílací krystaly jsou umístěny v centru, přijímací po zbylé ploše matice. Vysoké kvalitě obrazu oponuje velký počet přívodních kabelů spojený s větší poruchovostí a vysoká cena.

e) **Tužkové**: Obsahují jen jeden měnič, používá se jako součást měření průtoku krve dopplerovským principem.

f) **Cirkulární**: Uspořádání měničů přizpůsobeno pořízení kruhového řezu kolmého na osu sondy.

g) **Array**: Sonda pro získávání 3D záznamu, měniče má uspořádány do matice. Snímá celý objem pod sondou. [15]

4.2.1 Zpracování obrazu

U současných ultrazvuků v oblasti zpracování signálu tvoří analogovou část jen detekční jednotka, tedy vznik vlnění elektrickým buzením piezoelektrického krystalu, zachycení odrazu vlnění a modulace na elektrický signál. Zachycený signál musí být

nejprve vzorkován, filtry očištěn od nežádoucích frekvencí a šumů a pomocí A/D převodníku převeden elektrický signál do číselné podoby, v níž je dále zpracován a zobrazen. Jednotlivým hodnotám amplitud je přiřazen stupeň šedi, rozlišuje se 256 stupňů. Je možno kalibrovat optimální podmínky pro jednotlivá vyšetření (preprocessing) a dodatečně záznam upravovat (postprocessing).

Základním způsobem úpravy obrazu je aplikace filtrů na snímky. Prostorové filtry slouží k zaostření obrazu, redukci šumu, zvýraznění detailů, detekci hran nebo vyhlazení obrazu. Mění hodnoty filtrovaného pixelu podle intenzity (stupeň šedi) okolí. Okolí pixelu je dáno velikostí masky filtru, která je centrovaná na aktuálně měněný pixel. Pro náš záměr budou využity hornopropustní filtry, které se používají ke zdůraznění hran, zvýraznění jasových přechodů a celkovému zaostření obrazu.

- **Lineární filtry** - Konvoluční hornopropustní filtry, používají konvoluční masku, jejíž střed překrývá aktuálně filtrovaný pixel. Hlavní filtry jsou: **Laplacian** (všesměrový filtr, pro centrální pixel masky má opačné znaménko než ostatní pixely, čím vyšší je konvoluční jádro, tím je hrana silnější), **Gradientní** (zvýrazňují změnu intenzity v definovaném směru, filtr provádí derivaci prvního řádu, centrální pixel masky má hodnotu 0 nebo 1, maska je souměrná, směr detekce je kolmý na osu souměrnosti a je udáván zápornými hodnotami)
- **Nelineární filtry** - nahrazují hodnotu každého pixelu nelineární funkcí sousedních pixelů, konvoluční maska se zde nepoužívá. Hlavní filtry jsou: **Prewittův** (zdůrazňuje vnější obrysy objektů vertikálně a horizontálně), **Sobelův** (posuzuje vertikální a horizontální sousedy centrálního pixelu), **Diferenciální** (porovnává centrální pixel s třemi levými horními sousedy), **Sigma** (nahrazuje filtrovaný pixel střední hodnotou sousedů, pokud odchylka není významná) [12]

4.2.2 Ošetření rizik ultrasonografie

Ze všech současných zobrazovacích diagnostických metod se diagnostický ultrazvuk jeví jako nejšetrnější, ovšem vzhledem ke krátké době, kdy je ultrazvuk v praxi užíván, nebylo možné klinicky otestovat všechny dopady na lidské tělo. Lidský organismus je z hlediska šíření ultrazvuku nehomogenní, různé tkáně mají různou

akustickou impedanci, čímž na rozhraní tkání dochází k nerovnoměrnému rozložení vyzářeného výkonu. Díky velkému tlakovému spádu uvnitř ultrazvukové vlny dochází v tkáních k rychlým tlakovým změnám, mikromasážím. V tkáních dochází k útlumu vlnění, absorpci energie a následnému ohřevu tkáně. Ohřev nad 41°C obecně představuje rizikový stav. Dále se dá sledovat zvýšení membránové permeability, narušení vodivosti nervových vláken, změna pH tkáně nebo kavitace. Tou je myšlen vznik vzduchových bublin v podtlakové fázi ultrazvukové vlny. Možnost vzniku kavitace zvyšuje aplikace echokontrastních látek. Tento jev ale v praxi při diagnostických nastaveních ultrazvuku nebyl zaznamenán. Mezi pozitivní účinky patří změkčení vazivové tkáně, zlepšení trofiky nebo analgetický či spasmolytický vliv.

Při posuzování rizika aplikace ultrazvuku je hlavním kritériem frekvence, doba expozice a intenzita. Je také nutno uvažovat různou impedanci jednotlivých tkání. V rámci konkretizace vhodných parametrů nastavení ultrazvuku uvádějí výrobci dva parametry akustického výkonu, které se vztahují právě k rizikům ohřevu a kavitace.

1. **Tepelný index** - TI je definován jako poměr nastaveného akustického výkonu k výkonu vyvolávajícímu zvýšení teploty o 1°C za nejméně výhodných podmínek odvodu tepla. Vzhledem k různým schopnostem měkkých a mineralizovaných tkání odrážet a vést teplo se rozlišují 3 tepelné indexy: tepelný index měkkých tkání, tepelný index lebečních kostí a kostní tepelný index. Tepelný index je relativním indikátorem vzrůstu teploty. Riziková situace nastává při TI > 4.

2. **Mechanický index** - MI je definován jako poměr záporné amplitudy akustického tlaku a druhé odmocniny nastaveného ultrazvukového kmitočtu. Riziko nastává při MI > 1,9.

WHO stanovila bezpečnostní parametry, kdy při ultrazvukové diagnostice ve frekvenčním pásmu 1 - 20 MHz by intenzita neměla překročit 720 $mWcm^{-2}$ při expozičních časech 1 - 500 s. Dávka ultrazvuku by neměla přesáhnout 10^5 Jm^{-2}. Doposud nebyl zaznamenán případ, ve kterém by takto nastavené dávky byly označeny jako nebezpečné či zdraví škodlivé. Pro gastroenterologii existuje doporučení užít sektorovou či lineární sondu o frekvenci 2,5 – 4 MHz. [1]

5 Návrh monitorování pomocí ultrasonografie

Střevní peristaltiku lze efektivně a bezpečně pomocí ultrazvuku alternativně monitorovat statickým umístěním sondy transkutánně do oblasti břicha a snímáním krátkých periodicky se opakujících intervalů. Pro tento typ monitorování přichází v úvahu kombinace následujících způsobů a prostředků měření.

5.1 Nastavení ultrasonografu

Výběr sondy

Pro sledování aktivity GIT v oblasti břišní dutiny připadají v úvahu 2 typy sond:

- **Lineární**: Tento typ bychom využili pro vyšetření pacientů s drobnou postavou, především dětí, nebo pro monitorování cévního řečiště orgánů trávicího traktu.
- **Konvexní**: Ve většině případů dospělých pacientů jde o nejvhodnější sondu, je univerzální a vhodná pro štíhlé i obézní pacienty.

Frekvenční rozsah

V praxi se budeme řídit běžně aplikovaným principem v oblasti ultrasonografie ALARA (As Low As Reasonably Achievable), kdy je pacient ohrožován nejmenší intenzitou vysokofrekvenčního vlnění, při kterém lze získat pro daný případ dostatečnou diagnostikou informaci. Nastavení běžně určuje vyšetřující lékař a jedná se o subjektivní hledání nejpřijatelnějšího kompromisu, v našem případě se budeme držet přednastavených hodnot vlastních jednotlivým transducerům a budeme až zpětně ladit kvalitu obrazu. Při použití lineární sondy budeme pracovat na stabilní výrobcem určené frekvenci 7,5 MHz, u sondy konvexní je to 3,5 MHz.

5.2 Měření

Časová náročnost

Pro zjištění samotné přítomnosti střevní peristaltiky je dostačující snímat kontinuální video úsek po krátkých, pravidelných časových intervalech. Je dostačující snímat např. po každých 30 min krátkou smyčku o délce 10 s.

Pro zjištění kvality motility střev se měří při zvýšené aktivitě střev, tedy při nástupu podmíněných reflexů kdy pacient jídlo vidí a cítí. Další možností, a jedinou možností v případě enterální výživy, je nepodmíněný reflex, který nastává přibližně 1 hodinu po příjmu potravy, u enterální výživy se zvyšuje motilita už okolo 15 min po příjmu potravy, pokud není aplikována kontinuálně. V opačném případě je motilita zvýšena po celou dobu příjmu výživy a lze pacienta monitorovat kdykoli.

Umístění sondy

Nejsnazším způsobem pro zachycení pohybu střev je umístit sondu do oblasti břicha, do krajiny mesogastria podél vertikály probíhající středem krajiny a vybrat lokalitu v průběhu tlustého střeva, nejlépe přechod z vzestupného do příčného tračníku nebo přechod z příčného do sestupného tračníku, kde je viditelnost pohybu obsahu střev nejvyšší. Sondu stačí staticky upevnit ve vybraném sektoru a sledovat motilitu střev a průchod kontrastního obsahu traktem. Kontrast zde tvoří vzduch.

Pro usnadnění následného vyhodnocení obrazu je příhodné sondu natočit tak, aby směr pohybu vnitřního obsahu střev byl kolmý k přirozeným liniím tkáně, na jejichž zprostředkovaný pohyb má vliv i dýchání pacienta a srdeční aktivita. V případě přechodů jednotlivých tračníků je pohyb obsahu střev odlišný od vlastních pohybů střev i zprostředkovaných pohybů okolních tkání v důsledku srdeční aktivity. Při zobrazení Kartézské soustavy souřadnic je změna polohového vektoru v I. nebo II. kvadrantu pod úhlem blízkým 45°. V tomto směru je hledaná změna polohového vektoru, nebo-li posun rozhraní vzduch-trávenina, nejsnáze rozeznatelná.

Upevnění sondy

Sondu je pro statické monitorování jednoho úseku třeba konstrukčně přizpůsobit, nejlépe již ve výrobě opatřit fixačním krytem. Upevnění sondy v moderních krytech uzpůsobených do ruky je pro zajištění statické polohy sondy, nízkoodporového přechodu sonda-kůže a vysokého komfortu pacienta těžko realizovatelné.

Nejjednodušším, ale značně provizorním, způsobem upevnění je využití břišního elastického pásu, který je součástí monitorování ventilace pacienta. Je nutné ale zabezpečit statickou polohu alespoň prostým přelepením náplasti, a při přechodu sondy a tkáně zajistit vodivost pomocí sonogelu.

Vhodnějším způsobem je sondu ukotvit do ohebných modelovaných krytů, nejlépe se samolepícím okružím, po vzoru ekg elektrod. Samotný přechod sondy s tkání je třeba vyplnit sonogelem. Ukotvení je stabilnější a odolné vůči volním pohybům pacienta. V tomto případě je ale nutné upravit konstrukční provedení sondy a minimalizovat její rozměry, odlehčit ji a případně napevno ukotvit do fixačního krytu. Tato možnost zajišťuje lepší přechod sonda-kůže i komfort pacienta, může ovšem způsobit proleženiny či dráždivou reakci kůže se sonogelem, který je neustále v kontaktu se stejným místem po celou dobu monitoringu.

5.3 Vyhodnocení obrazu

Vyhodnocení nasnímaných obrazů přesahuje zadání této bakalářské práce, přesto jsem se rozhodla alespoň částečně prozkoumat problematiku vyhodnocování snímků, abych mohla komplexněji hodnotit tuto metodu monitoringu. Vyhodnocování získané informace není běžně chápáno jako součást monitorování, přesto se jedná o stejně důležitý krok, bez kterého je samotné měření neúčelné. V následujícím textu uvažuji různé možnosti úpravy a vyhodnocení obrazu.

Kontrast v GIT tvoří přechody tkání a procházejících plynů, je tedy snadné při statické poloze sondy sledovat pohyb plynových bublin a tím určit, zda je střevní peristaltika přítomna, případně i hodnotit její kvalitu. Pohyb bublin je pouhým okem jasně patrný a lze ho tedy lékařem zpětně vyhodnotit z monitoru bez další úpravy obrazu. Klinické studie se ovšem pokouší plně automatizovat vyhodnocování algoritmem, který by porovnával jednotlivé obrazy ze zachycené časové smyčky a vyhodnotil přítomnost, případně i kvalitu, střevní peristaltiky.

Pohyb vzduchových bublin má ve vybraném místě vždy stejný směr, který je závislý na natočení sondy, a lze jej staticky monitorovat v malém sektoru, což usnadňuje rozeznání hledané motility střev od srdeční aktivity a dýchání. U tohoto rozlišování hran je lidská logika nenahraditelná. Software je schopný přizpůsobit obraz snadnější diagnostice pomocí lineárních či nelineárních hornopropustních filtrů, které zvýrazňují významné přechody kontrastu u sousedních pixelů, tedy detekují hrany a tím zaostřují obraz. Konkrétní typ hornopropustního filtru je třeba vyzkoušet přímo na upravovaném snímku.

Nové modely ultrazvuků umožňují využít funkce Kartézské soustavy souřadnic. Soustava je rovinná s osami x, y, její střed lze posouvat. Pro naše účely je důležité nechat střed stabilní. Kurzorem lze poté označit hranu sledovaného objektu, v našem případě plynové bubliny, ať už v reálném čase, nebo pro přesnější vyhodnocení po skončení měření a zaznamenat souřadnice. Pokud ultrazvuk neumožňuje přidat posuvnou osu souřadnic, je možné si ji jednorázově vyrobit a aplikovat ve vrstvách na jednotlivé snímky. Lze ji vytvořit v jakémkoli grafickém editoru, který toleruje vrstvení snímků a zachovává průhlednost vrstvy. Takto vytvořenou osu je nutno uložit ve formátu *.tiff, *.bmp nebo *.png, které podporují průhlednost. Tuto vlastnost splňuje dostatečně uživatelsky jednoduchý freeware Gimp2 či Zoner Callisto5.

Pak už stačí jen sledovat změnu souřadnic polohového vektoru a pro snazší diagnostiku upravit snímky v grafickém editoru umožňujícím aplikaci filtrů na snímky. Pro naše účely je dostačující prostředí Vision Assistant nebo i výše zmíněný freeware Gimp2 či Zoner Callisto5. Dále je možné na základě souřadnic vektoru vypočítat jeho úhel vzhledem k jedné z os a pomocí předprogramovaného algoritmu vypočítávat a porovnávat úhel vektoru vzhledem k vybrané ose.

Oba způsoby jsou ve výsledku srovnatelné. Pro vyhodnocení úhlu vektoru nebo změnu souřadnic polohového vektoru je dostačující nenáročný software Delphi7 s uživatelsky přívětivým prostředím pro snadnou obsluhu, který zaštítí samotné vyhodnocení dle přednastavených algoritmů. Výsledky je navíc dobré ukládat do generovaného textového souboru, nejlépe do souboru s bezproblémovou kompatibilitou, např. *.rtf, nebo *.txt, kde se výsledná data zálohují.

6 Vlastní návrh monitorování pomocí auskultace

Aktivitu střev lze efektivně, nenáročně, bezpečně a bez zbytečných omezení pro pacienta zaznamenávat v reálném čase auskultačně, pomocí fonendoskopu a jednoduchého elektrického obvodu. Jedná se o snímání akustických projevů GIT spojených s peristaltickými pohyby střev.

6.1 Návrh přístroje

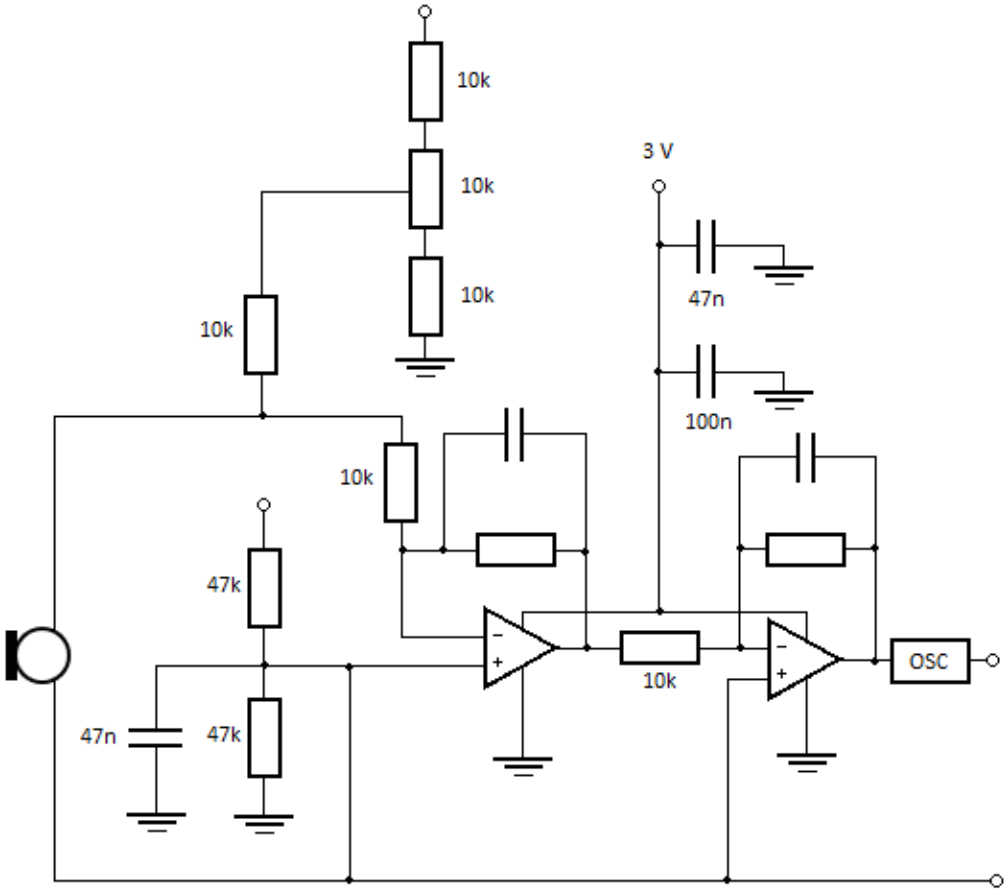
Komponenty

Pro záznam akustických projevů střevní peristaltiky je plně dostačující použít následující komponenty:

- Hlava jedno nebo dvojhlavého fonendoskopu s jednohadičkovým výstupem a univerzální membránou pro střední ozvy a šelesty
- Nízkofrekvenční mikrofon
- Operační zesilovač
- Kondenzátory a rezistory s parametry odpovídajícími parametrům mikrofonu a zesilovače
- Plošný spoj vyrobený na zakázku
- Pouzdro na obvod

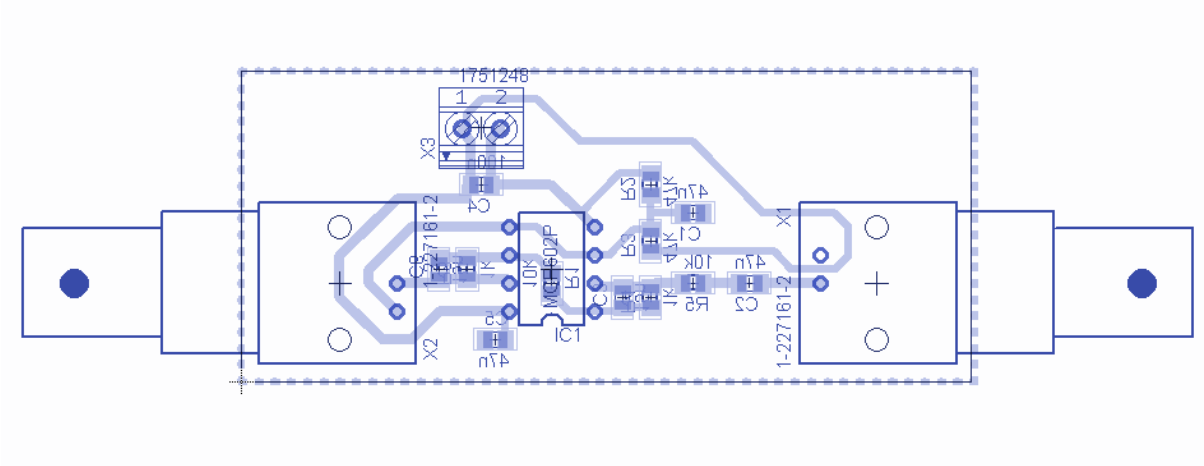
Úpravy

Pro záznam akustických projevů touto metodou je třeba přizpůsobit závit s membránou fonendoskopu rozměrům vybraného mikrofonu, u mikrofonu uměle vytvořit vystouplou obvodovou hranu pro napnutí membrány fonendoskopu, sestrojit jednoduchý obvod a uložit obvod do pevného pouzdra. Obvod je z důvodů pevnosti spojení a nízkých rozměrů systému vhodné realizovat na plošném spoji. Schéma navrženého obvodu znázorňuje obr. 3.



Obr. 3: Návrh obvodu

Návrh plošného spoje jsem provedla v prostředí Eagle. Obvod MCP 6022 je v klasické montáži, ostatní součástky jsou v SMD. Zaznamenáváme nízkofrekvenční signál, vyžadujeme tedy nízký šum a zesílení do úrovně mV. Obvod bude umístěn v blízkosti mikrofonu kvůli potlačení případného rušení nabraného tzv. po cestě a zároveň z důvodu bezpečnosti nebude zasahovat do pacientského prostředí. V návrhu bylo zvoleno invertující zapojení zesilovačů pro snížení hodnot vstupních veličin, mikrofon má na vstupu nízkou impedanci, a možnost stabilizovat obvod rezistory o vyšších hodnotách. Neinvertující vstup zesilovače je středován. Středová hodnota napájecího napětí je variabilní, lze ji ručně regulovat dle potřeb a užitého zdroje napětí. Návrh uvažuje zdroj napětí 3 V, primární galvanický článek. Obvod je přizpůsoben vedení nízkofrekvenčního signálu a snížení zašumění signálu. Signál je v návrhu zobrazován osciloskopem. V klinické praxi by se jednalo o vyhodnocovací jednotku, nejčastěji notebook vyhodnocující data v reálném čase. Návrh plošného spoje vytvořený v prostředí Eagle demonstruje obr. 4. V návrhu jsem vycházela z těchto zdrojů: [10, 16] a ze znalostí získaných během studia.



Obr. 4: Návrh plošného spoje realizovaný v prostředí Eagle

6.2 Měření

Zapojení systému

Je třeba brát v úvahu, že elektrický obvod spojený s fonendoskopem tvoří elektrický zdravotnický přístroj, ve spojení s vyhodnocující jednotkou, nejčastěji s notebookem, vyhodnocující detekovanou akustickou informaci se jedná o zdravotnický elektrický systém. To nás zavazuje k dodržování výše zmíněných norem ČSN 33 2140 o elektrických rozvodech v místnostech pro lékařské účely a ČSN EN 60601- 1, 2 o zdravotnických elektrických přístrojích.

Plně dostačuje napájecí napětí pohybující se okolo 3 V, nejlépe z primárního galvanického článku pro zjednodušení a co nejvyšší bezpečnost pro vyšetřovaného pacienta. Při zapojení systému do sítě je třeba využít zásuvku RAL 8014, která bývá většinou označena hnědou barvou. Do této zásuvky musí vést zdravotnický přístroj i řídicí notebook. Notebook může být také napájen baterií, tento způsob je ale pro dlouhodobé monitorování nevhodný.

Umístění systému

Celé měřicí zařízení spadá do kategorie zdravotnický elektrický systém a musíme se tedy řídit speciálními normami a předpisy o zdravotnických prostředcích a způsobu propojení a zapojení jednotlivých částí systému. Celý systém spadá do zdravotnického prostoru skupiny 1, tedy přístroj je v přímém kontaktu s pacientem, přerušení dodávky energie ovšem neohrozí pacienta na životě. Místnost pro monitorování by pokud možno

měla být zdravotnickým pokojem určeným k tomuto sledování pacienta, nebo místností určenou pro klinické studie.

- **Fonendoskop -** Díky dobrému vedení mechanického vlnění, tedy akustických signálů, lidským tělem lze střevní peristaltiku snímat z kteréhokoli místa břišní krajiny přiložením fonendoskopu k tělu pacienta, nejlépe v průběhu tenkého a tlustého střeva, tedy v oblasti mesogastria. Vhodným místem může být průběh lačníku, kde potrava prochází nejrychleji a peristaltika je tedy nejintenzivnější, nebo průběh tlustého střeva, nejlépe v oblasti appendix nebo esovité kličky, tedy v blízkosti svěračů.
- **Obvod -** Vzhledem k získávání informace z nízkofrekvenčního spektra a vysokým šumům je vhodné kabelové vedení a vyhodnocovací jednotku umístit co nejblíže pacientovi. Zároveň je však nutno zajistit volné pacientské prostředí, tedy prostor do 1,5 m okolo pacienta. Pacient bývá v praxi nutně monitorován minimálně kvůli kontrole srdeční frekvence nebo dýchání. Nejpřijatelnějším kompromisem je tedy umístit obvod těsně mimo pacientské prostředí k ostatním přístrojům. Tím jsou splněny požadavky normy ČSN 60601 a zároveň je kabelové vedení zkráceno na nejmenší možnou délku a tím se předchází zbytečným rušivým vlivům v oblasti vedení.
- **Vyhodnocovací jednotka -** Zobrazovací a vyhodnocovací jednotka, v praxi nejčastěji notebook, by měla být umístěna mimo dosah pacienta, nejlépe v jiné místnosti, kde může být zároveň pod přímým dohledem zdravotnického pracovníka nebo účastníka klinické studie a výsledky tak mohou být zpracovávány v reálném čase.

Upevnění fonendoskopu

K fixaci hlavy fonendoskopu k tělu pacienta není třeba vyrábět žádné speciální kryty. Proti tělu pacienta není třeba vyvíjet tlak, pomocí fonendoskopu jsou akustické projevy GIT dobře slyšitelné i při nedokonale těsném upevnění. Touto metodou nezjišťujeme detailně kvalitu peristaltiky, ale především její přítomnost. Monitorovat lze tedy z jakékoli oblasti břicha a během celé procedury lze umístění měnit aniž by to jakkoli snížilo kvalitu získané informace. Tyto skutečnosti zabezpečují komfort pacienta a efektivní prevenci proti proleženinám.

Nejsnazší možností upevnění hlavy fonendoskopu je přelepení náplastí. Tato varianta je nejjednodušší, nejefektivnější a nejlevnější. Na kůži navíc není vyvíjen takřka žádný tlak a pacientovi tedy tento způsob upevnění nezpůsobuje žádná omezení či zdravotní nepříjemnosti. Další možností je využít břišní elastický pás, který bývá používán k monitorování ventilace nebo využít samolepící kryty po vzoru ekg elektrod nebo vakuové přísavky.

Časová náročnost

Bylo by vhodné naprogramovat ve stanovených časových intervalech zapnutí obvodu a snímání, které se ukončí po přednastaveném čase. To je nejekonomičtějším řešením z důvodu šetření spotřeby energie, hlavně pokud je obvod napájen primárním galvanickým článkem. Po skončení vyšetření se následně signál začne vyhodnocovat. Tento způsob vyhodnocování je vhodný při dlouhodobém monitorování. Také lze signál vyhodnocovat v reálném čase a snímání ukončit definovaným algoritmem, např. po fyziologickém nálezu střevní peristaltiky. Tento způsob je vhodný především pro krátkodobé monitorování, především u pooperačních stavů.

Motilitu stačí pro získání dostatečné diagnostické informace snímat kontinuálně po potřebnou dobu, u pooperačních stavů do nástupu samovolné aktivity, nebo po krátkých pravidelných časových úsecích např. po dobu 30 s každých 15 min.

6.3 Vyhodnocení signálu

I v tomto případě přesahuje vyhodnocení nasnímaných obrazů rámec této bakalářské práce, přesto jsem se i v tomto případě rozhodla alespoň částečně prozkoumat problematiku vyhodnocování výsledného signálu pro komplexnější zpětné hodnocení efektivity navrženého způsobu monitoringu.

Vyhodnocovací jednotka musí zaznamenaný signál vzorkovat, pokud možno automaticky načítat a zobrazovat grafický průběh signálu, kdy vertikální osa zaznamenává efektivní hodnotu napětí a horizontální osa časový průběh. Původní signál snímaný touto metodou je záznam výchylky mechanického vlnění v čase. Předpokládáme, že střevní motilita se bude pohybovat ve frekvenčním pásmu řádově desítky až stovky Hz. Zaznamenaný signál se hodnotí co do intenzity motility či doby nástupu, to především u pooperačních stavů. Je nutno záznam výrazně zesílit a filtrovat,

záznam je citlivý na šum a brum a silně se překrývá s aktivitou okolních orgánových struktur.

Snahou je zaznamenaný signál očistit filtrací od ostatních akustických projevů organismu, tedy srdeční aktivity, dýchání i případných volních pohybů. Dá se ovšem předpokládat, že filtrování bude vzhledem k vysoké variabilitě lidské fyziologie nedostatečné. Dechová a tepová frekvence není snadno přesně frekvenčně definovatelná. Alternativním řešením může být tedy zároveň s tímto měřením také snímání tepové frekvence a dýchání, v místě jejich největší průkaznosti, pokud možno totožným senzorem a odečtení těchto signálů. To ale zdvojnásobuje nároky na elektroniku a pacientovi ubírá na komfortu, využití této metody by ovšem mohlo být užitečné v jiné technické oblasti. Pro filtrování budeme využívat IIR, případně FIR filtry. IIR filtry mají lepší výsledky při nižších řádech, mohou ovšem být nestabilní. Pro softwarové úpravy či vyhodnocení dostačuje prostředí Matlab.

Lékař je schopen pouhým poslechem vyhodnotit přítomnost střevní peristaltiky, je ovšem vhodné výslednou informaci zaznamenat do pacientské dokumentace jako průkazný záznam o stavu pacienta, tak jako u předešlé metody. Snahou moderní medicíny je co nejvíce automatizovat diagnostické systémy. Existují vzorové filtrované křivky, se kterými má být zaznamenaný projev střevní motility porovnáván, odečítán, a následně dle stanovených kritérií posuzován. Tyto vyhodnocovací algoritmy jsou ovšem stále předmětem zkoumání, jejich aplikace v klinické praxi stále není běžným jevem. Přesto ale jsou i v této oblasti zaznamenávány pokroky, dá se tedy předpokládat, že zachycený signál by byl v praxi vyhodnocován tímto způsobem.

7 Realizace monitorování pomocí ultrasonografie

Měření probíhalo 26. 11. 2012 v odborné učebně UZS4 Ústavu zdravotnických studií Technické univerzity v Liberci. Měření bylo realizováno na standardním diagnostickém ultrazvuku značky Honda Electronics, typ HS-4000 (viz obr. 5) na lůžku firmy Linet (viz obr. 6). Monitorovaný účastník výzkumu podepsal souhlas s účastí ve výzkumu, který je k nahlédnutí v příloze F.

Obr. 5: Ultrazvuk HS - 4000, Honda Electronics, součást monitorace

7.1 Měření

Monitorování bylo prováděno ve standardním zobrazení B - dynamický mód a vzhledem k tělesným proporcím účastníka výzkumu byl zvolen model konvexní sondy s frekvencí 3,5 MHz. Sondu jsem umístila nejprve do oblasti mesogastria

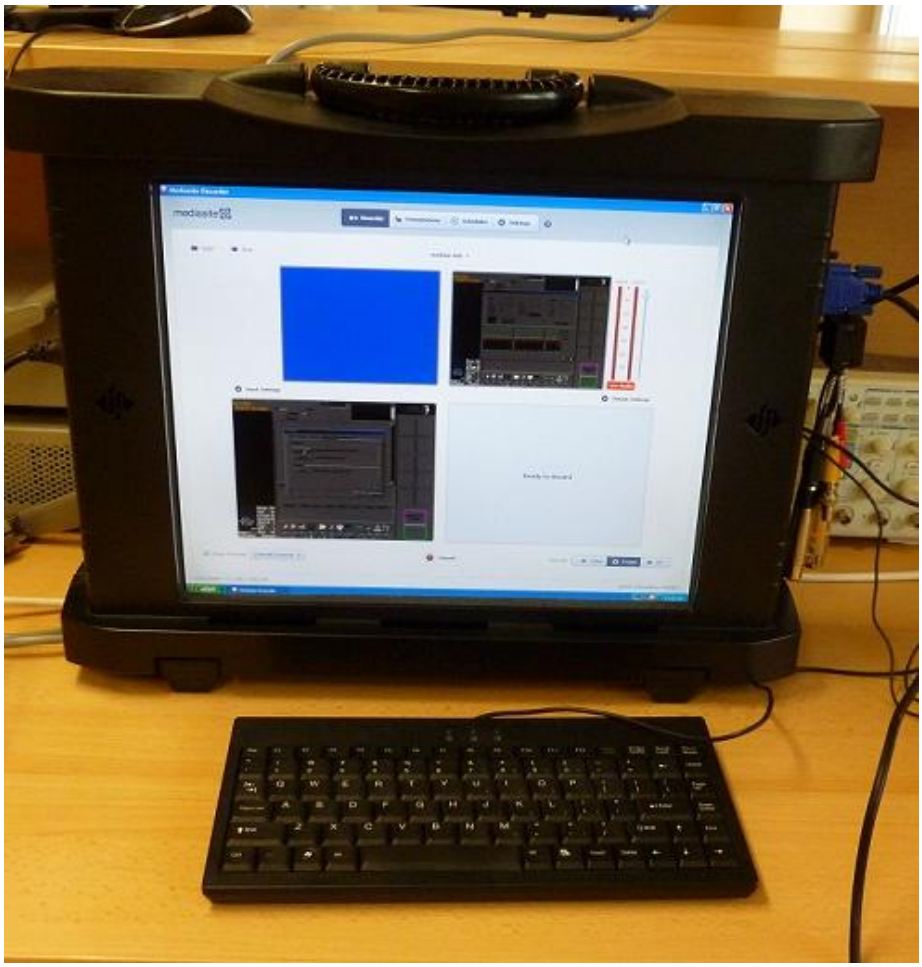
pro monitorování úseku, kde vzestupný tračník přechází do tračníku příčného s natočením blízkým 45° ke směru průchodu střev, poté do středu příčného tračníku nad pupeční jizvou a nakonec do ohybu, kde příčný tračník přechází do sestupného. První a třetí umístění se ukázalo jako vhodnější. Obraz jsem snímala z každého umístění sondy pokaždé zhruba 1 min. Záznam je zarušen dechovou aktivitou, volními pohyby monitorovaného a také srdeční aktivitou. Dohromady čistý záznam samotné peristaltiky trval 3,5 min, celková doba monitoringu včetně přípravy aparatury a výběru a zkoušení vhodného nastavení byla 40 min.

Obr. 6: Lůžko od firmy Linet, součást monitorace

Pro konstrukční úpravu krytu sondy jsem neměla k dispozici prostředky ani oprávnění. Je vhodné úpravu zadat přímo výrobci, samotná úprava je náročná a je snadné krystaly nenávratně poničit a tím značně snížit kvalitu detekce a zobrazení a samotnou životnost sondy. Upevnění sondy k tělu tedy bylo pouze provizorní, nevhodné pro dlouhodobé monitorování. Sondu jsem staticky fixovala k tělu vyšetřovaného pomocí dlouhé textilní náplasti a k podepření jsem využila pouze postranice lůžka.

7.2 Převod a úpravy obrazu

Používaný ultrazvuk HS-4000 od Honda Electronics neměl instalovaný ovladač na export záznamu ve formátu videa. Převod a nahrávání obrazu z ultrazvuku v reálném čase byli zprostředkovány pomocí hardware pro nahrávání multimediálních přednášek Mediasite od Sonic Foundry, k vidění na obr. 7. Propojení pouze pro přenos obrazu bylo uskutečněno pomocí VGA konektoru, nahrávání zvuku nebylo třeba. Propojení demonstruje obr. 8. Kromě video záznamu Mediasite i automaticky snímkuje, snímkovací frekvence ale není pro tento účel dostačující. V našem případě je třeba zaznamenat obraz minimálně každou sekundu, jednotlivé snímky je třeba získat přímo z videa. To jsem uskutečnila pomocí freeware AVS Video editoru, stejně jako separování užitečných fází video záznamu, které je součástí cd přílohy. Pro předejití problémů s kompatibilitou jsem upravované video exportovala do formátu *.avi.



Obr. 7: Mediasite od Sonic Foundry, součást monitorace

U tohoto modelu ultrazvuku se mi nepodařilo aktivovat Kartézskou soustavu

souřadnic, ta zde byla nahrazena pevným postranním menu s rýsováním na vertikální ose, což bylo pro náš záměr nedostačující. Bylo ovšem možné na tomto modelu ultrazvuku kurzor v módu měření vzdáleností využít jako kolmé spojnice označeného bodu s osou souřadnic, kterou je možné dodatečně přidělat. To jsem provedla v grafickém editoru Zoner Callisto5, kde jsem jednorázově vytvořila osu souřadnic s průhledným pozadím a pod ní nahrála do vrstev separované snímky. Je třeba soubory exportovat z vektorového formátu vlastního danému grafickému editoru do rastrové podoby, v našem případě třeba *.jpg.

Obr. 8: Zprostředkování převodu a nahrávání obrazu ultrazvuku

Pro snazší vyhodnocování jsem ještě ve vrstvách na všechny separované snímky z upraveného videa v prostředí Gimp2 aplikovala zaostření na 80% úrovně a hornopropustní filtr sloužící k zaostření a zvýraznění kontrastu, jasových přechodů, tedy filtr pro detekci hran. Jako nejvhodnější se pro náš případ ukázal Sobelův nelineární hornopropustní filtr. Pohyb kontur způsobený srdeční aktivitou lze snáze

rozlišit od pohybů střevního obsahu, který probíhá v jiném směru. V tuto chvíli se sleduje už jen změna souřadnic označeného bodu. Výsledný filtrovaný snímek s osou souřadnic zaměřující sledovaný bod demonstruje obr. 9. Podoby snímku během úpravy jsou součástí přílohy E, všechny snímky ve všech úpravách jsou součástí cd přílohy.

Pro elektronický záznam změny souřadnic pomocí změny velikosti vektoru vztaženého k souřadnicím [0,0] nebo změny úhlu jsem naprogramovala v prostředí Delphi7 aplikaci, která po zapsání souřadnic bodu tyto výsledky zapisuje do textového souboru. Ten může být součástí dokumentace pacienta. Jedná se o základ algoritmického vyhodnocení peristaltiky, které by bylo vhodné ještě zdokonalit, nejlépe v modernějším programu, který má více možností a je flexibilnější. Naimplementovaný zápis do jazyka Delphi je součástí přílohy A.

Obr. 9: Výsledná podoba filtrovaného snímku s osou souřadnic

8 Realizace monitorování pomocí auskultace

Měření probíhalo 7. 3. 2013 v odborné učebně TK8 spadající pod Ústav řízení systémů a spolehlivosti Technické univerzity v Liberci. Měření bylo realizováno elektrickým zdravotnickým systémem složeným z fonendoskopu, elektrického obvodu a osciloskopu. Návrh systému je podrobně rozebrán v kapitole 6. Monitorovaný účastník výzkumu podepsal souhlas s účastí ve výzkumu, k vidění v příloze F.

8.1 Mechanické úpravy

Pro zkrácení kabelového vedení a zjednodušení jsem z fonendoskopu odebrala hadičkovou soustavu a zachovala pouze hlavu s membránou. Mikrofon jsem upevnila přímo do hlavy fonendoskopu, pro co možná nejefektivnější snímání. Je třeba počítat s tím, že největší průměr membrány dnes vyráběných fonendoskopů je 50 mm.

Kvůli rozměrům mikrofonu nebylo možné k hlavě fonendoskopu přišroubovat závit s membránou. Problém jsem vyřešila výrobou nového hliníkového okruží se závitem, a to pomocí vlastního soustruhu. Nový závit lze vidět na obr. 10. Bylo třeba dle vzoru hlavy fonendoskopu vyrobit dobře uchopitelnou repliku a na ní pasovat nový závit. Okruží je přesnou kopií originálu kromě výšky závitu, kterou jsem zvýšila na 0,8 cm, celková výsledná výška okruží tak činí 1 cm.

Obr. 10: Vlevo původní závit, vpravo nový závit fonendoskopu vlastní výroby

U mikrofonu bylo třeba uměle vytvořit vystouplou obvodovou hranu jako náhradu původní hrany uvnitř hlavy fonendoskopu, která napíná membránu. Po obvodu mikrofonu jsem vteřinovým lepidlem připevnila gumičku tak, aby membrána mikrofonu

zůstala volná, a aby mnou vytvořená hrana byla vyšší než vyklenutí samotného mikrofonu, dle obr. 11. Vnitřní stěny hlavy fonendoskopu na mikrofon těsně naléhají, mikrofon je třeba těsně přitlačit k membráně fonendoskopu, tedy závit pevně utáhnout tak, aby mikrofon byl staticky upevněn co možná nejblíže středu. Přitlačení závitu s membránou nutí mikrofon rotovat, proto je nutno kabeláž pevně připájet, protože při úpravách ukotvení mikrofonu snadno docházelo k ukroucení kabelu.

Obr. 11: Upevnění mikrofonu do hlavy fonendoskopu

8.2 Realizace obvodu

Realizaci svého návrhu elektrického obvodu jsem svěřila Laboratoři pro vývoj a výrobu desek plošných spojů (PCB-LAB), výrobu realizoval Martin Huněk. Osazení plošného spoje, zajištění vhodného napájení a zapouzdření přístroje provedl vedoucí práce. Pro snímání akustických projevů peristaltiky střev byly využity následující součástky s těmito parametry:

Mikrofon

- Elektromagnetický
- Impedance naměřena ohmicky 43 Ω.
- Datasheet v příloze D

Zesilovač

- Dvojitý operační zesilovač MCP 6022
- Datasheet v příloze C

Rezistory

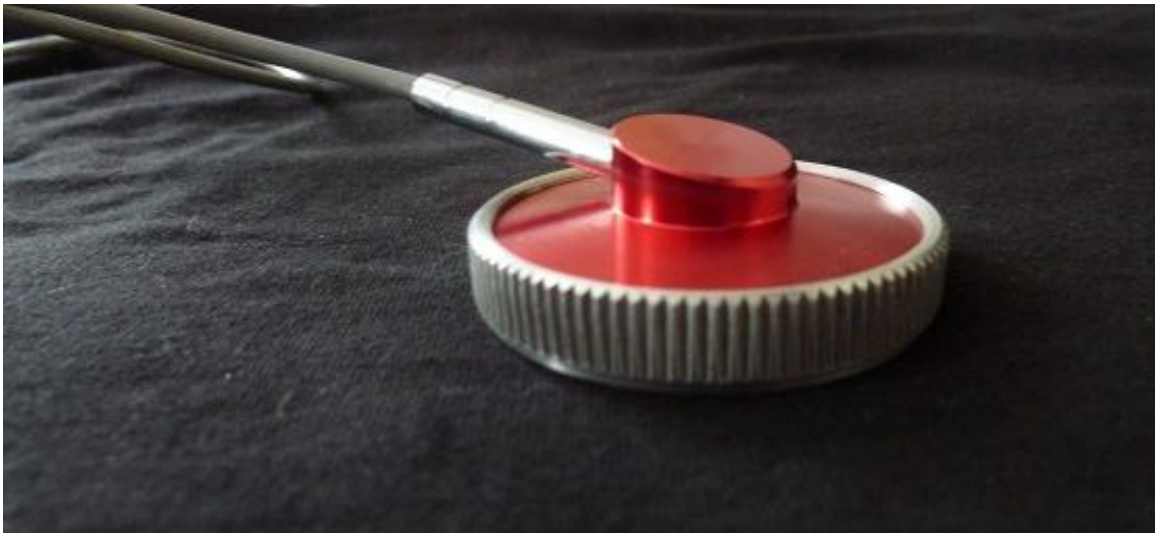
- SMD montáž
- 10 KW, 330 KW

Kondenzátory

- SMD montáž
- 68 pF pro dolní propust, 10 µF pro symetrické napájení

Fonendoskop

- Standardní jednostranná hlava, jednohadičkový vývod (použit na vyvedení signálu k zesilovači, viz obr. 12)
- Univerzální membrána pro střední ozvy a šelesty, průměr membrány 43 mm

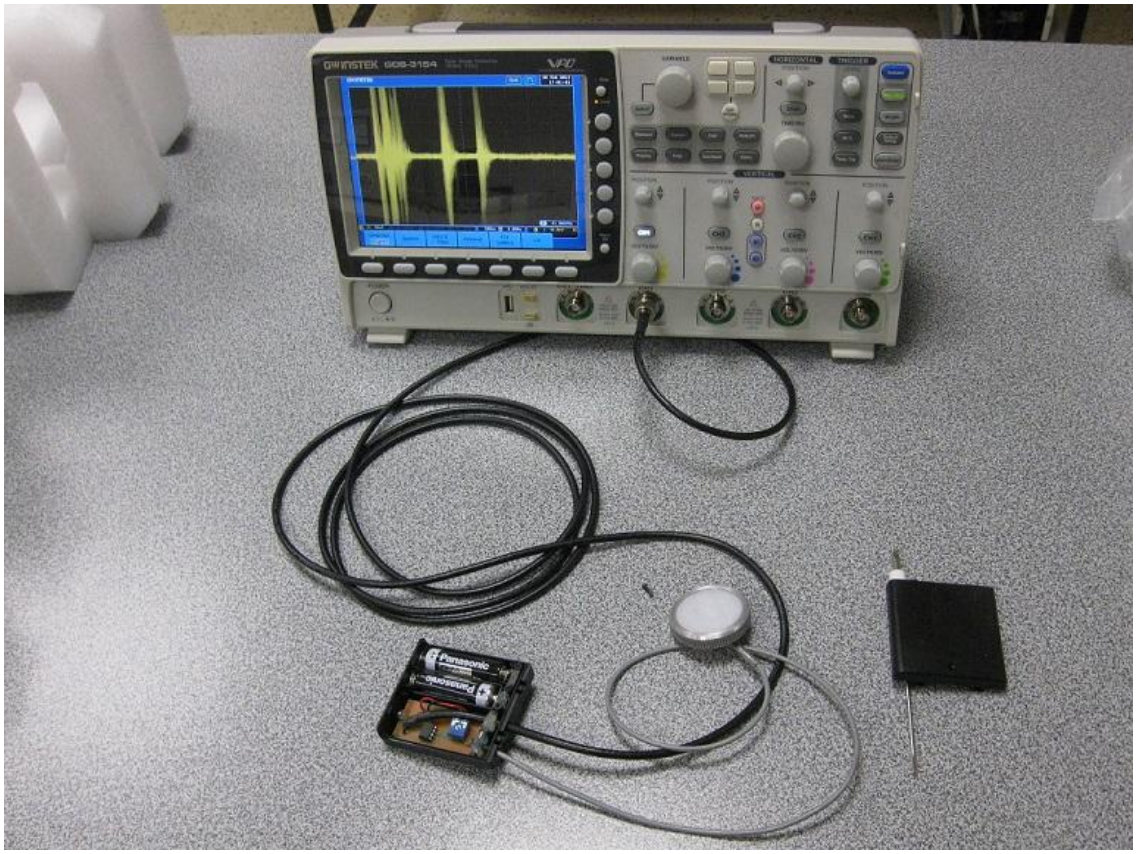


Obr. 12: Výsledná podoba hlavy fonendoskopu připravená k monitoringu

8.3 Měření

Hlavu fonendoskopu jsem zdravotnickou náplastí připevnila k tělu monitorovaného do oblasti mesogastria nejprve nad pupeční jizvu, poté pod pupeční jizvu a následně po stranách. Umístění jsem měnila především z důvodu kontroly kvality signálu na různých místech břišní krajiny a kvůli sledování vlivu přelepování náplasti a s tím spojeným horším upevněním na kvalitu signálu.

Signál jsem převáděla na osciloskop GW Instek GDS 3154, připojení je k vidění na obr. 13. Osciloskop byl napájen z odrušené sítě, vliv 50 Hz byl tedy minimalizován. Zaznamenávala jsem po dobu, po kterou osciloskop umožňoval ukládání dat ve formátu vlny (waveform), z důvodu usnadnění vyhodnocování. Pokud osciloskop neumožňuje ukládání dat ve formátu waveform, alternativou je izolovat data z rastrového obrázku *.png. Tato možnost je ale zbytečně komplikovaná. Jednotlivé záznamy mají v našem případě tedy délku přibližně 10 s. Na přípravu aparatury, nastavení a samotné monitorování plně dostačovalo pouhých 10 min. Pracovní frekvence byla 10 kHz, vzorkovací frekvence 25 kHz.



Obr. 13: Zkouška funkčnosti systému, zobrazení signálu na osciloskopu

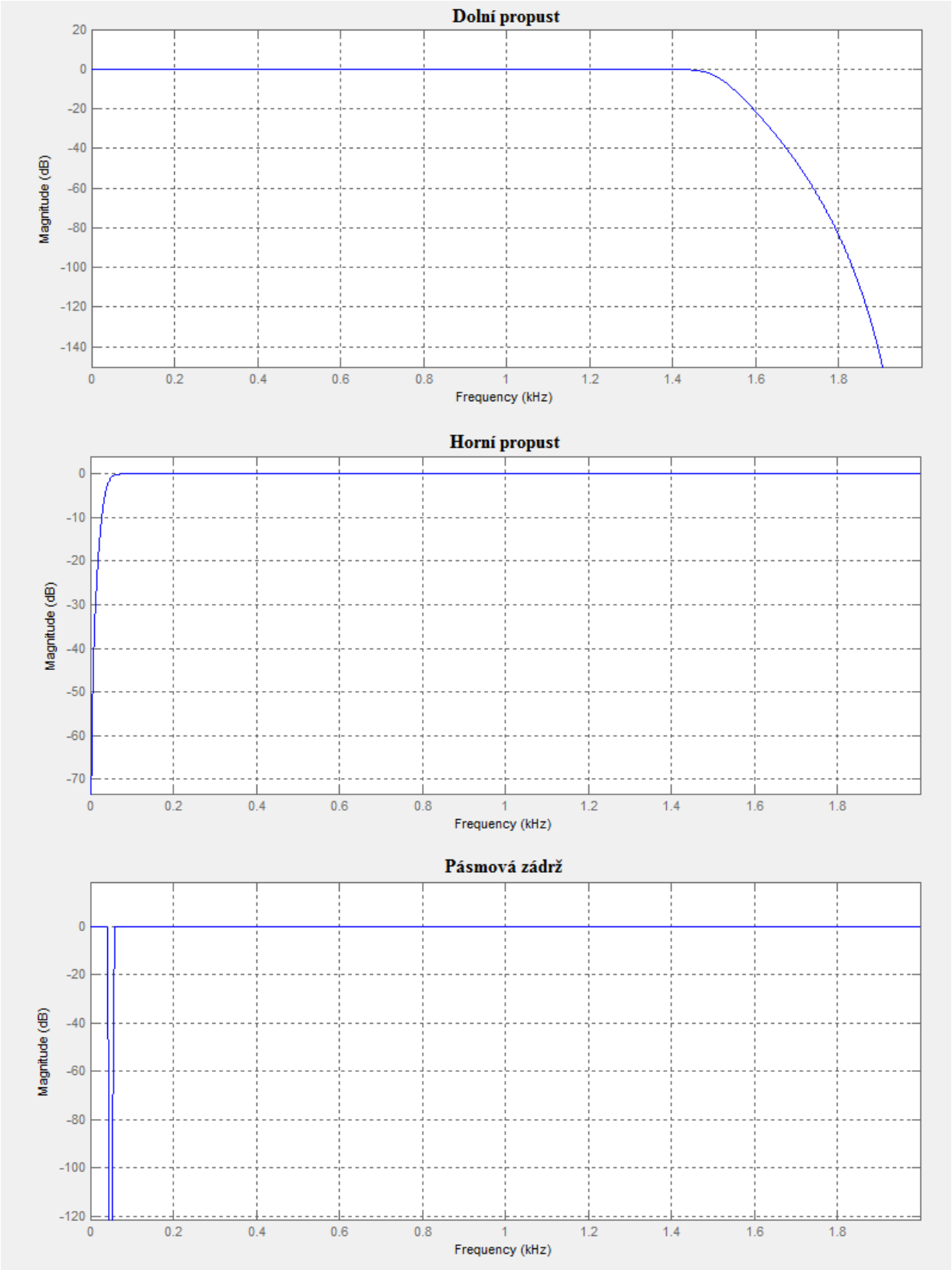
8.4 Úpravy signálu

Naměřený signál je třeba filtrovat. K tomu jsem využila prostředí programu Matlab. Data uložená ve formátu *.csv je třeba pouze nahrát do Matlabu a aplikovat potřebné filtry. Použila jsem pásmovou zádrž pro 50 Hz, horní propust pro 40 Hz a dolní propust pro 1,5 kHz, které jsem použila namísto pásmové propusti z důvodu vyšší stability a lepších výsledků. Předdefinované implementace filtrů jsou výrazně

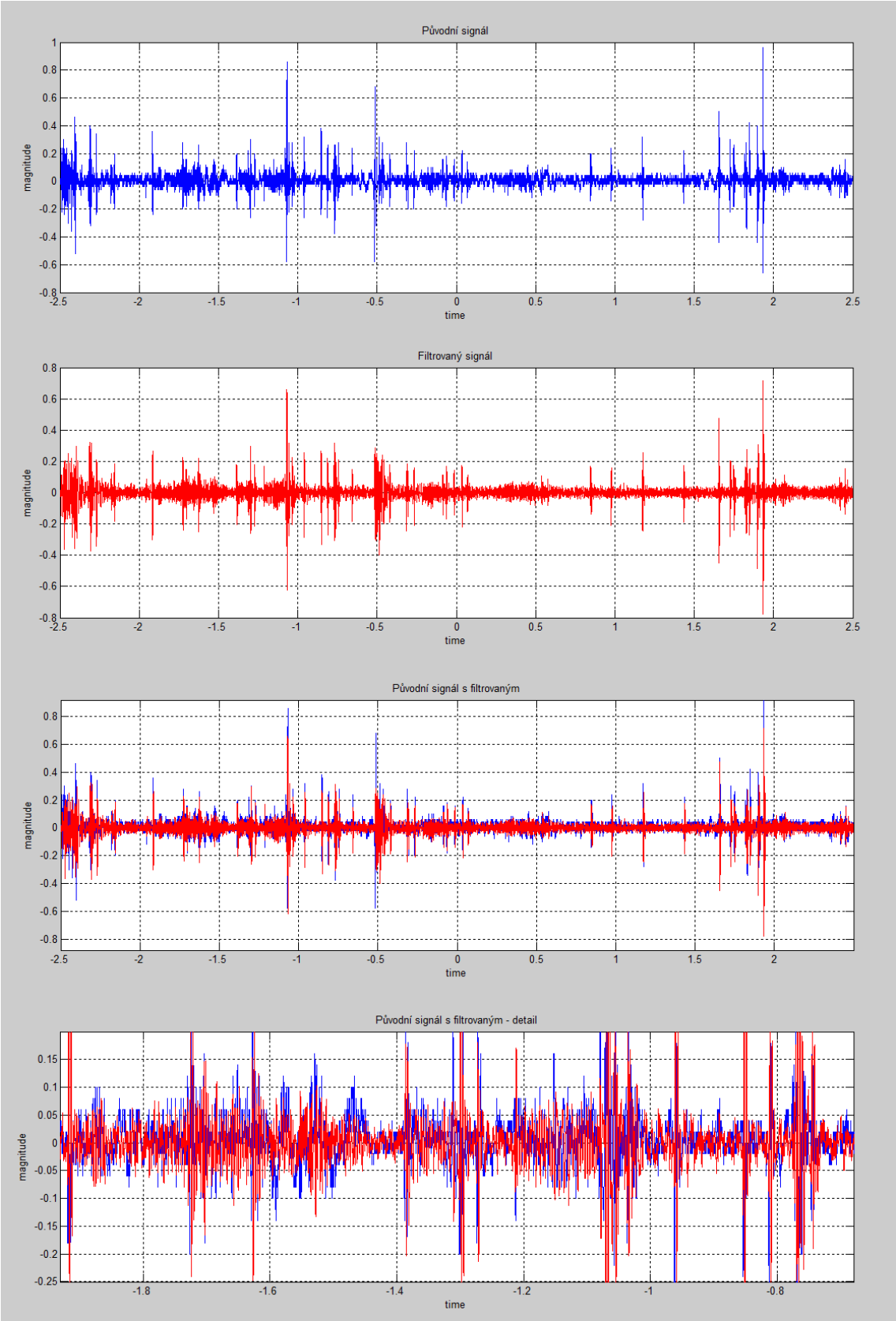
snazší na realizaci a snižují se i nároky na zpracovávání, tedy časová náročnost. Použila jsem proto šablony filtrů v programu matlab v nabídce toolboxes – signal processing – filter design & analysis tool. Fs zde symbolizuje vzorkovací frekvenci, Fc, Fpass1, 2 a Fpass1, 2 krajní filtrované frekvence. Grafické zobrazení návrhů filtrů je vidět na obr. 14. Parametry navržených filtrů sumarizuje tab. 1. Obrázek 15 již znázorňuje snímaný signál a jeho filtrovanou podobu.

Tab. 1: Parametry užitých filtrů

Metoda filtrace	IIR - Butterworth	IIR - Butterworth	IIR - Butterworth
Typ filtru	Dolní propust	Horní propust	Pásmová zádrž
Řád	10	3	10
Fs [Hz]	4000	4000	4000
Fc [Hz]	1500	40	-
Fpass1 [Hz]	-	-	40
Fstop1 [Hz]	-	-	45
Fstop2 [Hz]	-	-	55
Fpass2 [Hz]	-	-	60



Obr. 14: Grafické zobrazení navržených filtrů



Obr. 15: Aplikace filtrů na signál v programu Matlab

9 Zhodnocení použitých metod a dosažených výsledků

Obě metody realizované v našem výzkumu mají své výhody i nevýhody, které rozhodují o zařazení klinické studie do klinické praxe a o dalším rozvoji a zdokonalování daného principu monitoringu, případně využití daného principu pro jiné účely. Výčet jednotlivých kladů i záporů obou realizovaných návrhů, které byly posuzovány během návrhu a realizace metody je následující:

9.1 Ultrasonografie

Klady

- **Vysoká přesnost** – Ultrazvuk zachycuje vizuálně obraz v řezu dutinou břišní v reálném čase. Jde o jednu z nejpřesnějších technik zobrazení střev a umožňuje hodnotit i kvalitu peristaltiky. Obstrukce či paralýza hladké svaloviny je okamžitě jasně patrná a nezaměnitelná.
- **Snadno kombinovatelné** – Je možné metodu kombinovat s dalšími zobrazovacími metodami, např. enteroklýza, irigoskopie, defekografie, scintigrafie nebo transit time. Tímto způsobem lze nahrazovat některá vyšetření aplikovaná pomocí rtg.
- **Průkaznost** – Vzhledem k částečně algoritmickému vyhodnocení se výsledky ukládají a jsou součástí dokumentace pacienta, což může sloužit jako důkaz o správném postupu lékaře. V době častých kauz kdy pacient žaluje lékaře za špatné vyhodnocení jeho zdravotního stavu je průkazná dokumentace nepostradatelná.

Zápory

- **Riziko zdravotních komplikací** – I po případné úpravě sondy zůstává problémem dlouhodobý kontakt kůže se sonogelem a s tím spojené riziko alergické reakce nebo vzniku lokálního kožního onemocnění či přímého poškození, např. proleženin. Všechny vlivy na lidský organismus v dlouhém časovém horizontu nebyly zcela prozkoumány.

- **Nízký komfort pacienta** – Úprava sondy pro náš záměr je náročná, bez ní je ovšem dlouhodobé monitorování takřka nemožné. Zajištění co možná nejvyššího pohodlí pacienta je podstatou zdravotnictví.

- **Komplikovaná fixace** – Fixace přes sonogel bude vždy nedokonalá a bude třeba pravidelně hlídat stabilitu sondy a vrstvu sonogelu pro zajištění kvalitního obrazu.

- **Vysoké zarušení obrazu** – Obraz je silně zarušen volními pohyby pacienta, jeho dechovou aktivitou a částečně i srdeční aktivitou. Kvalita obrazu je závislá na kvalitě upevnění sondy.

- **Složitý systém** – Oproti jiným metodám monitorování motility střev je ultrazvuk poměrně konstrukčně složitý systém a je tím i náchylnější k poruchám. Jeho opravy jsou náročné a musí být většinou provedeny externím technikem daného výrobce.

- **Náročná realizace** – Realizace přístroje, který by dokonale fungoval v praxi a splňoval všechny požadované parametry, je zbytečně náročná, stejně jako jeho údržba. Přístroj podléhá více servisním kontrolám, tyto kontroly ovšem provádí externí technici a tím se údržba přístroje komplikuje a prodražuje.

- **Závislé na asistenci lékaře** – Samotné monitorování probíhá bez pomoci zdravotnického personálu, algoritmické vyhodnocení je ovšem nedokonalé a vyžaduje asistenci lékaře, který alespoň označí objekt, jehož pohyb je sledován. Navíc je vyhodnocení obrazu z ultrazvuku vysoce subjektivní a každý lékař hodnotí stejný obraz různě.

- **Vysoká cena** – Finanční náročnost hraje v dnešní době hlavní roli v modernizaci technického vybavení a technických postupů. Vysoká pořizovací cena, příplatky za úpravu transduceru, vysoká energetická provozní spotřeba a finančně náročná údržba a opravy jsou v porovnání s dalšími možnými metodami zbytečné.

Diskuze

V dnešní době je dáván důraz na úsporu času a práce zdravotnického personálu, což navržená metoda sledování střevní peristaltiky pomocí statického upevnění sondy

ultrazvuku splňuje jen částečně. Její realizace je náročná, stejně jako samotná údržba a algoritmické vyhodnocení, které je stále závislé na lidském faktoru, nesplňuje zcela záměr vytvořit zcela nezávislý algoritmus. Lidská logika zde zůstává nenahraditelnou. Zdravotní rizika jsou nízká, ale je třeba je brát v úvahu, stejně jako zbytečně nekomfortní provedení a to i v případě, že by ultrazvuková sonda ve výrobě byla upravena přímo pro tento záměr. Výrobní a provozní cena je pro většinu institucí hlavní indicií při pořizování nové techniky, i z tohoto důvodu je tato metoda zbytečně náročná a její pozitiva nedostatečně vyvažují negativa spojená s provozem, s realizací i s vyhodnocením. Hledání alternativních metod v jiných oblastech se zdá efektivnější.

9.2 Auskultace

Klady

- **Vysoký komfort pacienta** – Pro pacienta monitorování nepředstavuje takřka žádnou zátěž či omezení kromě kabelového propojení s vyhodnocovací jednotkou.

- **Takřka nulová zdravotní rizika** – Snímání akustického signálu pacienta nezatěžuje emisním zářením, při kontaktu přístroje s pokožkou není třeba vyvíjet proti tělu tlak a lokalizaci fonendoskopu lze během vyšetření měnit aniž y výsledná informace byla znehodnocena. Riziko proleženin tím tedy při pravidelné zdravotnické péči odpadá.

- **Snadné upevnění** – Přelepení fonendoskopu náplastí je levnou, jednoduchou, osvědčenou a spolehlivou jednorázovou možností upevnění přístroje k tělu pacienta, dobrá snášenlivost kůže se zdravotnickými náplastmi zajišťuje pevné spojení, které nezpůsobuje žádné problémy při přemisťování fonendoskopu.

- **Snadná realizace** – Samotná realizace celého systému je rychlá a nenáročná, kromě tvorby nového závitu na hlavu fonendoskopu a tvorby elektrického obvodu nevyžaduje žádné speciální znalosti či dovednosti. Případné zadání realizace těchto úprav je rychlé a nevyžaduje speciální požadavky na potenciálního dodavatele.

- **Snadná údržba** – Systém nevyžaduje žádnou náročnou údržbu. Přímý kontakt s pacientem definuje přístroj jako zdravotnický elektrický systém, pravidelnou

kontrolu a správu systému ovšem plně zaštítí biomedicínský technik. Kromě výměny baterií systém mimo poruch nevyžaduje žádné další úkony.

- **Vysoká spolehlivost** – Princip snímání je jednoduchý, mechanická část systému je při standardním užívání absolutně odolná vůči poškození, elektrický obvod je také konstruován co možná nejjednodušeji a nenabízí tedy mnoho možností k poruchám. Tento způsob auskultační diagnostiky zůstává co do poruchovosti a spolehlivosti systému v oblasti gastroenterologie mezi těmi nejlepšími.

- **Průkaznost** – Vzhledem k částečně algoritmickému vyhodnocení se výsledky ukládají a jsou součástí dokumentace pacienta, což může sloužit jako důkaz o správném postupu lékaře. V době kauz, kdy pacient žaluje lékaře za špatné vyhodnocení zdravotního stavu je průkazná dokumentace nepostradatelná.

- **Automatické vyhodnocení** – Výsledný signál sice nestačí pouze filtrovat dle očekávaných frekvencí, v dnešní době již ovšem na základě klinických studií vznikají efektivní předdefinované filtry a normy stanovující fyziologický průběh akustických projevů střevní peristaltiky. Algoritmy vyhodnocující odchylky záznamu od normy jsou také ve vývoji.

- **Nízká cena** – Pořizovací cena systému, jeho údržba a zajištění pravidelných kontrol je finančně nenáročná.

Zápory

- **Nedokonalé vyhodnocovací tabulky** – Akustické projevy střev nejsou ani v dnešní době dostatečně zkoumány a tabulky pro porovnávání získané informace jsou stále ve vývoji. Okamžité zapojení metody do klinické praxe tedy zatím nedokáže využít všechny možnosti této metody.

- **Potřeba dalšího senzoru** – Filtrování signálu není vzhledem k variabilitě tepové frekvence i dechu dostatečné, je vhodné monitorovat dalším senzorem pouze tyto projevy a následně signály odečíst.

- **Specifikuje pouze kvantitu motility střev** – Auskultační metodou zatím nelze určit kvalitu motility střev, pouze její přítomnost a intenzitu.

Diskuze

Metoda monitorování střevní motility pomocí elektronicky zesílené auskultace přes břišní stěnu splňuje všechny základní požadavky na snadné a efektivní monitorování. Metoda je levná, nevyžaduje takřka žádnou údržbu a energetická spotřeba přístroje je minimální. Výroba je snadno realizovatelná a náklady na ni nízké. Zdravotní rizika jsou prakticky vyloučena a komfort pacienta zůstává na vysoké úrovni. V podstatě jedinou nevýhodou této metody je nedokonalý vyhodnocovací algoritmus. Tato problematika je ale předmětem zkoumání a zdokonalování a lze tedy očekávat, že v blízké budoucnosti bude tato nevýhoda smazána. Samotné vyhodnocování bude soběstačné, bez asistence zdravotnického personálu. Zdokonalování monitorování střevní peristaltiky pomocí tohoto principu, se do budoucna jeví jako slibné. Dá se uvažovat i o monitorování dalších akustických projevů lidského těla nebo i obecně záznamů mechanických zařízení apod. touto metodou.

Závěr

Cíle vycházející ze zadání mé bakalářské práce s názvem: „Možnosti sledování biomechanických projevů peristaltiky střev“ byly splněny, výsledky výzkumu naplnily očekávání a dokonce nabídly několik úvah vhodných k dalšímu výzkumu.

Vypracovala jsem uvedení do problematiky monitorace střevní motility, přehled užívaných způsobů sledování těchto projevů a základní vhled do metod monitoringu realizovaných v praktické části. Tyto teoretické kapitoly jsou důležité k pochopení významu sledování střevní motility a k plnému porozumění výběru inovovaných metod monitoringu a jejich realizaci.

Hlavním cílem bakalářské práce bylo navrhnout a pokusit se zrealizovat nové, v klinické praxi dosud nepoužívané metody monitorování střevní peristaltiky, konkrétně monitorace pomocí ultrazvuku a auskultačně, a obě tyto metody zhodnotit z hlediska efektivity a přispění do klinické praxe v oblasti diagnostiky v gastroenterologii.

Výstupem práce je záznam o měření oběmi metodami a především zhodnocení výsledků měření přehledně rozdělené na klady, zápory a diskuzi shrnující reálnou využitelnost metod v praxi. V případě auskultačního sledování je reálným výstupem také samotný přístroj, tedy fonendoskop s mikrofonem a operačním zesilovačem.

Ačkoli nebylo grafické vyhodnocování signálu součástí zadání, původní cíle jsem nepatrně přesáhla a v práci jsem také nastínila možnosti vyhodnocení snímaných signálů, díky čemuž se dá komplexněji posuzovat náročnost a efektivita monitoringu danou metodou. Dále jsem, jakožto nadstavba zadání, naznačila implementaci uživatelského programu zaznamenávajícího informace získané při měření do automaticky ukládaného textového souboru. Grafické softwarové vyhodnocení obrazu stejně jako algoritmické ukládání získaných dat by mohlo být předmětem dalšího výzkumu zdokonalujícího diagnostické postupy nejen v gastroenterologii. Pokračování tohoto měření by mohlo být předmětem dalšího případného společného projektu. Navázání na aktuální projekt, konkrétně základní měření, je již hotové a je k vidění v příloze G.

Kvůli velkému rozsahu je sada jednotlivých snímků sono záznamu, celý video záznam měření peristaltiky ultrazvukem i Delphi program ukládající data do souboru součástí cd přílohy, k nalezení v odpovídající složce.

Elektrický zdravotnický přístroj, který je výstupem auskultačního sledování si ve dvou vyhotoveních do své laboratoře zařadil ing. Jiří Jelínek z Ústavu mechatroniky

a technické informatiky jako novou úlohu v rámci předmětu Senzory v lékařství realizovaného pro studenty bakalářského programu Biomedicínská technika.

Dále má být přístroj využit k měření mechanických, potažmo auskultačních, projevů lidského těla současně s tlakovým čidlem a pomocí odčítání obou signálů přispět k tvorbě algoritmu vyhodnocujícímu signál z tlakového čidla a určit samotnou efektivitu čidla.

Jakožto autora práce mne osobně uspokojil fakt, že výsledek mé práce se ukázal jako užitečný a kromě možného dalšího zdokonalování je již v současné době alespoň jednorázově reálně využit. Domnívám se, že je možnost v tomto duchu pokračovat ve výzkumu a v případné úpravě přístroje a směrovat výsledek možná i jiným směrem než do gastroenterologie. Přímo v oblasti gastroenterologie jsem během tvorby mé práce objevila možné využití pH čidel, či čidel vlhkosti, u ležících pacientů umožňující zdravotnickému personálu ošetřovat pacienta podle nutnosti a ne podle zaběhnutého systému, tedy podle pokojů. Některému z těchto možných navázání na práci bych se ráda věnovala i v budoucnu v rámci dalšího studia.

Literatura

[1] ROZMAN, J. a kolektiv. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha, Academia, 2006, s. 29, 229, 238 - 243, ISBN: 80-200-1308-3.

[2] MAŘATKA, Z. a kolektiv. *Aktuality v gastroenterologii*. Praha, AZ servis Praha, 1994, s. 11 – 50, ISBN: 9788090155473, ISBN: 0-397-58767-8.

[3] HRAZDIRA, I. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Brno, Neptun, 2001, ISBN: 80-902896-1-4.

[4] HOŘEJŠÍ, J. - překladatel. *Lidské tělo: srozumitelný a zevrubný průvodce po strukturách a funkcích lidského organismu*. Praha, Cesty, 1996, ISBN: 80 - 7181-093-2.

[5] LUKÁŠ, K. a kolektiv. *Gastroenterologie a hepatologie pro zdravotní sestry*. Praha, Grada publishing, 2005, s. 37 – 40, ISBN: 80-247-1283-0.

[6] YAMADA, T. *Atlas of Gastroenterology – Second edition*. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 1996.

[7] ŠPIČÁK, J. a kolektiv. *Novinky v gastroenterologii a hepatologii*. Praha, Grada publishing, 2007, ISBN: 978-80-247-1783-8.

[8] FLETCHER, H. *The A. B.-Z. Of Our Own Nutrition - 1903*. NY, Cornell University Library, 2009, ISBN: 978-11-518-5952-5.

[9] Konzultace s MUDr. Jiřinou Pintovou, nemocnice Jablonec nad Nisou, listopad 2012

[10] Konzultace s doc. Ing. Ivanem Doležalem CSc., Liberec, 29. 11. 2012

[11] KUDRNA, Petr. Liberec - TUL: Přednášky MAZT. 2012.

[12] JAKSCH, I. *Metody filtrace a úprava obrazů*. Liberec: Přednášky ZOS. 2012

[13] HOLADA, M., BOHÁČ, M. *Úvod do systémů a signálů*. Liberec: Přednášky USS. 2011.

[14] Core Curriculum [online]. *Ultrasound*. [cit. 1. 3. 2013]. Dostupné na WWW: <http://www.msdlatinamerica.com/ebooks/CoreCurriculumTheUltrasound/sid102252.html>;

[15] *Hrazdira, I. Úvod do ultrasonografie v otázkách a odpovědích* [online]. LF-MU. [cit. 19. 11. 2012]. Dostupné na WWW: <http://www.med.muni.cz/dokumenty/pdf/uvod_do_ultrasonografie1.pdf>;

[16] Reichl, J., Všetička, *M. Encyklopedie Fyziky* [online]. [cit. 4. 1. 2013]. Dostupné na WWW: <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/386-elektromagneticky-mikrofon#>;

[17] JUREK, F. *Minimalizace nežádoucích vlivů technického vybavení zdravotnických pracovišť* [online]. SAK ČR, Kvalita a bezpečí zdravotní péče – výzvy pro druhé desetiletí. [cit. 5. 3. 2013]. Dostupné na WWW: <http://cw.felk.cvut.cz/lib/exe/fetch.php/courses/a6m33ozl/jurek-minimalizace-nezadoucich-vlivu-technickeho-vybaveni-zdravotnickych-pracovist.pdf>;

[18] FABIÁN, V., *Použití technických norem ve zdravotnictví* [online]. ČVUT – FBMI. [cit. 5. 3. 2013]. Dostupné na WWW: <http://www.fbmi.cvut.cz/esf-realizovane/www.fbmi.cvut.cz/e/pouziti-technickych-norem-ve-zdravotnictvi-zkusenosti-autorizovaneho-metrologickeho-strediska-malovyrobce-a-dodavatele-zdravotnicke-techniky/1846.pdf>;

[19] *Břišní krajiny* [online]. [cit. 2. 11. 2012]. Dostupné na WWW: <http://www.atlascloveka.upol.cz/cs/cs01/cs0104/cs010401.html>;

[20] *Časná enterální výživa pomáhá rychlejšímu zotavení po operaci* [online]. Výživa v nemoci. [cit. 2. 11. 2012]. Dostupné na WWW: <http://www.vyzivavnemoci.cz/vyziva-dospelych/aktuality/detail/zprava/casna-enteralni-vyziva-pomaha-rychlejsimu-zotaveni-po-operaci/>;

[21] *Gastrointestinal system* [online]. Virtualmedicalcentre. [cit. 1. 3. 2013]. Dostupné na WWW: <http://www.virtualmedicalcentre.com/anatomy/gastrointestinal-system/7>;

[22] Sri ~ All's [online]. *Human Quick Facto*. [cit. 1. 3. 2013]. Dostupné na WWW: <http://srialls.blogspot.cz/2012/04/human-quick-facts.html>;

Seznam příloh

A Zdrojový kód - ultrasonografie

```
unit Unit1;

interface                                          // implementace procedur
                                                      komponent
uses

Windows, Messages, SysUtils, Variants, Classes, Graphics, Controls, Forms,
Dialogs, StdCtrls;
type
TForm1 = class(TForm)
Label1: TLabel;
Edit1: TEdit;
Button1: TButton;
Label2: TLabel;
Edit2: TEdit;
Label3: TLabel;
Label4: TLabel;
Label5: TLabel;
procedure Button1Click(Sender: TObject);
   procedure Edit1KeyPress(Sender: TObject; var Key: Char);
   procedure Edit2KeyPress(Sender: TObject; var Key: Char);
private
{ Private declarations }
public
{ Public declarations }
end;


var
Form1: TForm1;
x1, y1: single;

implementation

{$R *.dfm}
procedure TForm1.Button1Click(Sender: TObject);
var prumer, xy, tangens, vypocet: single;
begin
x1:=strtofloat(Edit1.Text);                        // načítá proměnné z polí
y1:=strtofloat(Edit2.Text);
prumer:=sqrt(sqr(x1)+sqr(y1));
Label2.Caption:=floattostr(prumer);                // zapisuje výsledek výpočtu
xy:=(y1/x1);                                          souřadnic
tangens:=arctan(xy);
vypocet:=tangens*180/pi;
Label4.Caption:=floattostr(vypocet);               // zapisuje výsledek výpočtu úhlu
```

```
AssignFile(f, 'pokus.txt');                    // vytváří textový soubor
try
if FileExists('pokus.txt')=false then          // kontroluje existenci souboru
begin
Rewrite(f);                                    // vytváří soubor
end
else
begin
Append (f);                                    // připisuje do nového řádku
end;                                             v souboru
WriteLn(f,vypocet,prumer);                     // zapisuje výsledky výpočtů
finally
CloseFile(f);
end;
Button1.SetFocus;                              // spouští definované procedury
end;                                             po stisku tlačítka


procedure TForm1.Edit1KeyPress(Sender: TObject; var Key: Char);
begin                                          // enterem přesouvá kurzor na
if key = #13 then Edit2.SetFocus;                pole
if not (Key in ['0'..'9', #8, #45, #46]) then  // neumožňuje vpisovat jiné
   begin                                         znaky než reálná čísla
     Key := #0;
     Beep;
   end
end;

procedure TForm1.Edit2KeyPress(Sender: TObject; var Key: Char);
begin
if key = #13 then Button1.SetFocus;
if not (Key in ['0'..'9', #8, #45, #46]) then
   begin
     Key := #0;
     Beep;
   end
end;


end.
```

B Zdrojový kód – auskultace

```
close all; clc; echo off;


x = load ('A.csv');
y = load ('B.csv');
o = filter (filter3,y);
p = filter (filter2,o);
q = filter (filter4,p);


subplot(2,1,1); plot(x,y), title('Původní signál'), xlabel ('time'),
ylabel ('magnitude'), grid;

subplot(2,1,2); plot(x,q,'r'), title('Filtrovaný signál'), xlabel
('time'), ylabel ('magnitude'), grid;

figure;

subplot(2,1,1); plot(x,y,x,q,'r'), title('Původní signál s
filtrovaným'), xlabel ('time'), ylabel ('magnitude'), grid;

subplot(2,1,2); plot(x,y,x,q,'r'), title('Původní signál s filtrovaným
- detail'), xlabel ('time'), ylabel ('magnitude'), grid;
```

C Datasheet k operačnímu zesilovači MCP 6022

MCP6021/1R/2/3/4

1.0 ELECTRICAL CHARACTERISTICS

Absolute Maximum Ratings †

$V_{DD} - V_{SS}$ 7.0V
All Inputs and Outputs ..... $V_{SS} - 0.3V$ to $V_{DD} + 0.3V$
Difference Input Voltage ..... $|V_{DD} - V_{SS}|$
Output Short Circuit Current .....continuous
Current at Input Pins .....±2 mA
Current at Output and Supply Pins .....±30 mA
Storage Temperature.....-65°C to +150°C
Junction Temperature.....+150°C
ESD Protection on all pins (HBM; MM) ..... ≥ 2 kV; 200V

† Notice: Stresses above those listed under "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only and functional operation of the device at those or any other conditions above those indicated in the operational listings of this specification is not implied. Exposure to maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

DC ELECTRICAL CHARACTERISTICS

Electrical Specifications: Unless otherwise indicated, T_A = +25°C, V_{DD} = +2.5V to +5.5V, V_{SS} = GND, $V_{CM} = V_{DD}/2$, $V_{OUT} \approx V_{DD}/2$ and R_L = 10 kΩ to $V_{DD}/2$.

Parameters	Sym	Min	Typ	Max	Units	Conditions
Input Offset						
Input Offset Voltage:						
Industrial Temperature Parts	V_{OS}	-500	—	+500	µV	V_{CM} = 0V
Extended Temperature Parts	V_{OS}	-250	—	+250	µV	V_{CM} = 0V, V_{DD} = 5.0V
Extended Temperature Parts	V_{OS}	-2.5	—	+2.5	mV	V_{CM} = 0V, V_{DD} = 5.0V T_A = -40°C to +125°C
Input Offset Voltage Temperature Drift	$\Delta V_{OS}/\Delta T_A$	—	±3.5	—	µV/°C	T_A = -40°C to +125°C
Power Supply Rejection Ratio	PSRR	74	90	—	dB	V_{CM} = 0V
Input Current and Impedance						
Input Bias Current	I_B	—	1	—	pA	
Industrial Temperature Parts	I_B	—	30	150	pA	T_A = +85°C
Extended Temperature Parts	I_B	—	640	5,000	pA	T_A = +125°C
Input Offset Current	I_{OS}	—	±1	—	pA	
Common-Mode Input Impedance	Z_{CM}	—	10^{13}||6	—	Ω||pF	
Differential Input Impedance	Z_{DIFF}	—	10^{13}||3	—	Ω||pF	
Common-Mode						
Common-Mode Input Range	V_{CMR}	V_{SS}-0.3	—	V_{DD}+0.3	V	
Common-Mode Rejection Ratio	CMRR	74	90	—	dB	V_{DD} = 5V, V_{CM} = -0.3V to 5.3V
	CMRR	70	85	—	dB	V_{DD} = 5V, V_{CM} = 3.0V to 5.3V
	CMRR	74	90	—	dB	V_{DD} = 5V, V_{CM} = -0.3V to 3.0V
Voltage Reference (MCP6021 and MCP6023 only)						
V_{REF} Accuracy ($V_{REF} - V_{DD}/2$)	V_{REF_ACC}	-50	—	+50	mV	
V_{REF} Temperature Drift	$\Delta V_{REF}/\Delta T_A$	—	±100	—	µV/°C	T_A = -40°C to +125°C
Open-Loop Gain						
DC Open-Loop Gain (Large Signal)	A_{OL}	90	110	—	dB	V_{CM} = 0V, $V_{OUT} = V_{SS}$+0.3V to V_{DD}-0.3V
Output						
Maximum Output Voltage Swing	V_{OL}, V_{OH}	V_{SS}+15	—	V_{DD}-20	mV	0.5V output overdrive
Output Short Circuit Current	I_{SC}	—	±30	—	mA	V_{DD} = 2.5V
	I_{SC}	—	±22	—	mA	V_{DD} = 5.5V
Power Supply						
Supply Voltage	V_S	2.5	—	5.5	V	
Quiescent Current per Amplifier	I_Q	0.5	1.0	1.35	mA	I_O = 0

AC ELECTRICAL CHARACTERISTICS

Electrical Specifications: Unless otherwise indicated, T_A = +25°C, V_{DD} = +2.5V to +5.5V, V_{SS} = GND, V_{CM} = V_{DD}/2, V_{OUT} ≈ V_{DD}/2, R_L = 10 kΩ to V_{DD}/2 and C_L = 60 pF.

Parameters	Sym	Min	Typ	Max	Units	Conditions
AC Response						
Gain Bandwidth Product	GBWP	—	10	—	MHz	
Phase Margin at Unity-Gain	PM	—	65	—	°	G = +1
Settling Time, 0.2%	t_{SETTLE}	—	250	—	ns	G = +1, V_{OUT} = 100 mV_{p-p}
Slew Rate	SR	—	7.0	—	V/µs	
Total Harmonic Distortion Plus Noise						
f = 1 kHz, G = +1 V/V	THD+N	—	0.00053	—	%	V_{OUT} = 0.25V to 3.25V (1.75V ± 1.50V_{PK}), V_{DD} = 5.0V, BW = 22 kHz
f = 1 kHz, G = +1 V/V, R_L = 600Ω	THD+N	—	0.00064	—	%	V_{OUT} = 0.25V to 3.25V (1.75V ± 1.50V_{PK}), V_{DD} = 5.0V, BW = 22 kHz
f = 1 kHz, G = +1 V/V	THD+N	—	0.0014	—	%	V_{OUT} = 4V_{P-P}, V_{DD} = 5.0V, BW = 22 kHz
f = 1 kHz, G = +10 V/V	THD+N	—	0.0009	—	%	V_{OUT} = 4V_{P-P}, V_{DD} = 5.0V, BW = 22 kHz
f = 1 kHz, G = +100 V/V	THD+N	—	0.005	—	%	V_{OUT} = 4V_{P-P}, V_{DD} = 5.0V, BW = 22 kHz
Noise						
Input Noise Voltage	E_{ni}	—	2.9	—	µVp-p	f = 0.1 Hz to 10 Hz
Input Noise Voltage Density	e_{ni}	—	8.7	—	nV/√Hz	f = 10 kHz
Input Noise Current Density	i_{ni}	—	3	—	fA/√Hz	f = 1 kHz

MCP6023 CHIP SELECT ($\overline{CS}$) ELECTRICAL CHARACTERISTICS

Electrical Specifications: Unless otherwise indicated, T_A = +25°C, V_{DD} = +2.5V to +5.5V, V_{SS} = GND, V_{CM} = V_{DD}/2, V_{OUT} ≈ V_{DD}/2, R_L = 10 kΩ to V_{DD}/2 and C_L = 60 pF.

Parameters	Sym	Min	Typ	Max	Units	Conditions
$\overline{CS}$ Low Specifications						
$\overline{CS}$ Logic Threshold, Low	V_{IL}	V_{SS}	—	0.2 V_{DD}	V	
$\overline{CS}$ Input Current, Low	I_{CSL}	-1.0	0.01	—	µA	$\overline{CS}$ = V_{SS}
$\overline{CS}$ High Specifications						
$\overline{CS}$ Logic Threshold, High	V_{IH}	0.8 V_{DD}	—	V_{DD}	V	
$\overline{CS}$ Input Current, High	I_{CSH}	—	0.01	2.0	µA	$\overline{CS}$ = V_{DD}
GND Current	I_{SS}	-2	-0.05	—	µA	$\overline{CS}$ = V_{DD}
Amplifier Output Leakage	$I_{O(LEAK)}$	—	0.01	—	µA	$\overline{CS}$ = V_{DD}
$\overline{CS}$ Dynamic Specifications						
$\overline{CS}$ Low to Amplifier Output Turn-on Time	t_{ON}	—	2	10	µs	G = +1, V_{IN} = V_{SS}, $\overline{CS}$ = 0.2V_{DD} to V_{OUT} = 0.45V_{DD} time
$\overline{CS}$ High to Amplifier Output High-Z Time	t_{OFF}	—	0.01	—	µs	G = +1, V_{IN} = V_{SS}, $\overline{CS}$ = 0.8V_{DD} to V_{OUT} = 0.05V_{DD} time
Hysteresis	V_{HYST}	—	0.6	—	V	V_{DD} = 5.0V, Internal Switch

Note: Unless otherwise indicated, $T_A = +25°C$, $V_{DD} = +2.5V$ to $+5.5V$, $V_{SS} = GND$, $V_{CM} = V_{DD}/2$, $V_{OUT} \approx V_{DD}/2$, $R_L = 10\ k\Omega$ to $V_{DD}/2$ and $C_L = 60\ pF$.

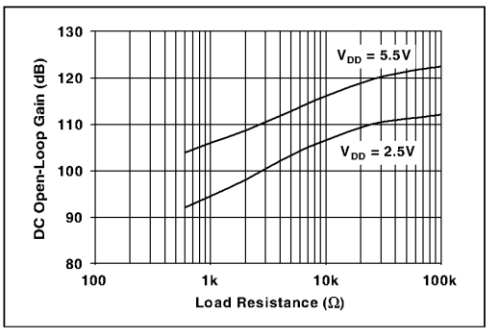


FIGURE 2-19: *DC Open-Loop Gain vs. Load Resistance.*

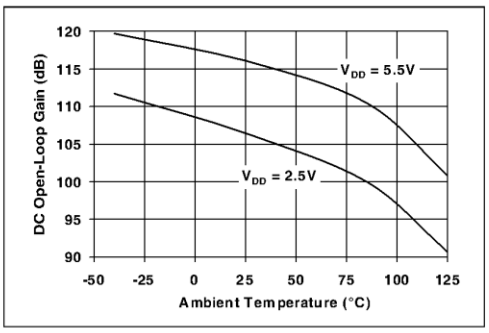


FIGURE 2-22: *DC Open-Loop Gain vs. Temperature.*

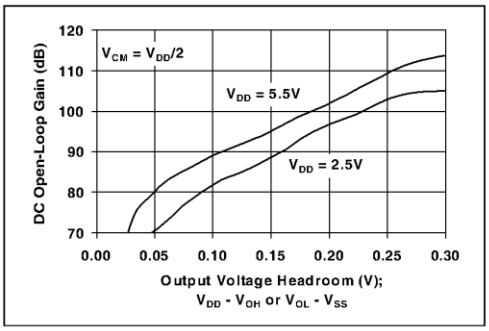


FIGURE 2-20: *Small Signal DC Open-Loop Gain vs. Output Voltage Headroom.*

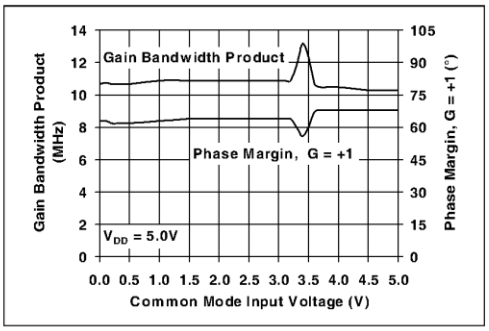


FIGURE 2-23: *Gain Bandwidth Product, Phase Margin vs. Common Mode Input Voltage.*

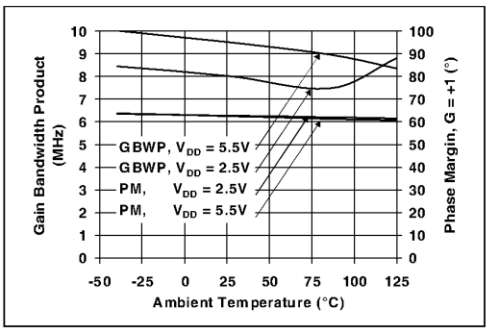


FIGURE 2-21: *Gain Bandwidth Product, Phase Margin vs. Temperature.*

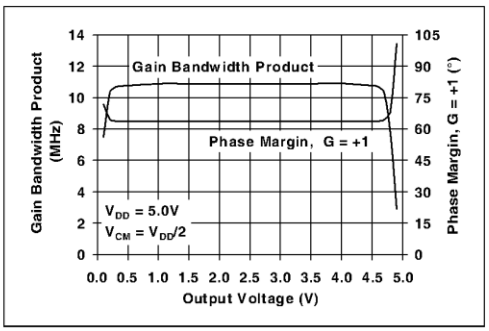


FIGURE 2-24: *Gain Bandwidth Product, Phase Margin vs. Output Voltage.*

Note: Unless otherwise indicated, $T_A = +25°C$, $V_{DD} = +2.5V$ to $+5.5V$, $V_{SS} = GND$, $V_{CM} = V_{DD}/2$, $V_{OUT} \approx V_{DD}/2$, $R_L = 10\ k\Omega$ to $V_{DD}/2$ and $C_L = 60\ pF$.

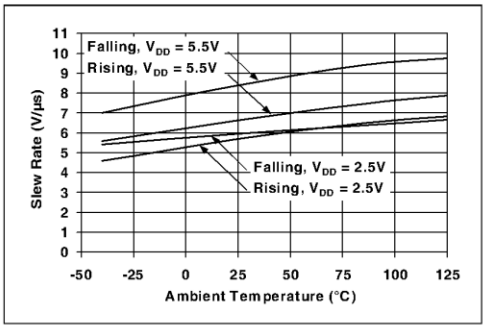


FIGURE 2-25: *Slew Rate vs. Temperature.*

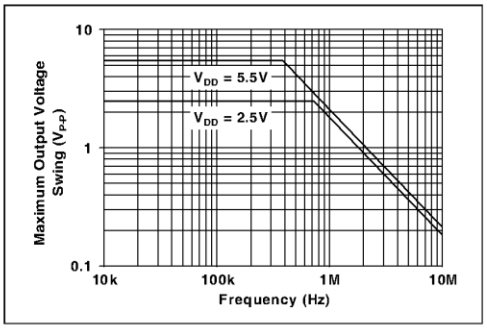


FIGURE 2-28: *Maximum Output Voltage Swing vs. Frequency.*

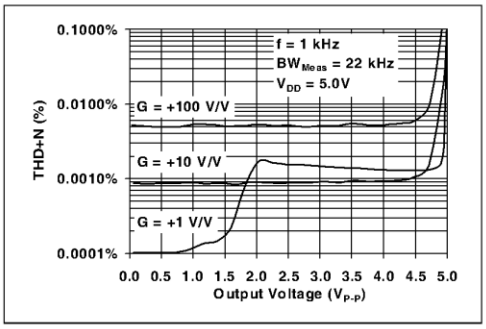


FIGURE 2-26: *Total Harmonic Distortion plus Noise vs. Output Voltage with f = 1 kHz.*

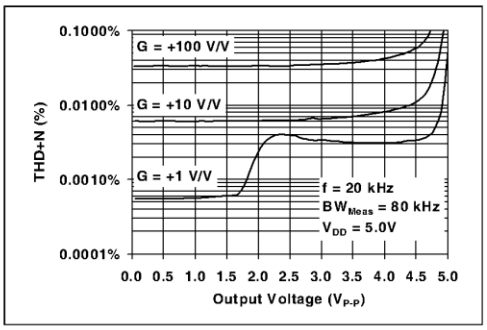


FIGURE 2-29: *Total Harmonic Distortion plus Noise vs. Output Voltage with f = 20 kHz.*

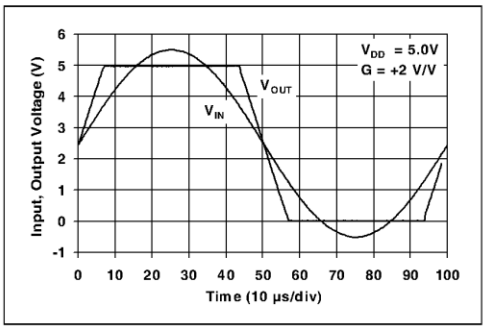


FIGURE 2-27: *The MCP6021/1R/2/3/4 family shows no phase reversal under overdrive.*

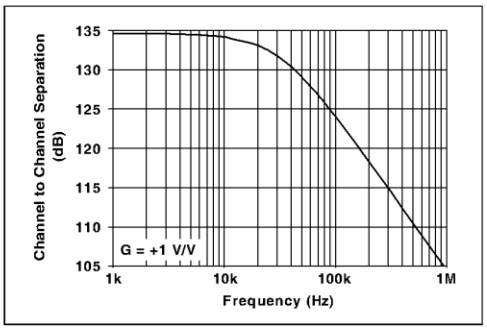
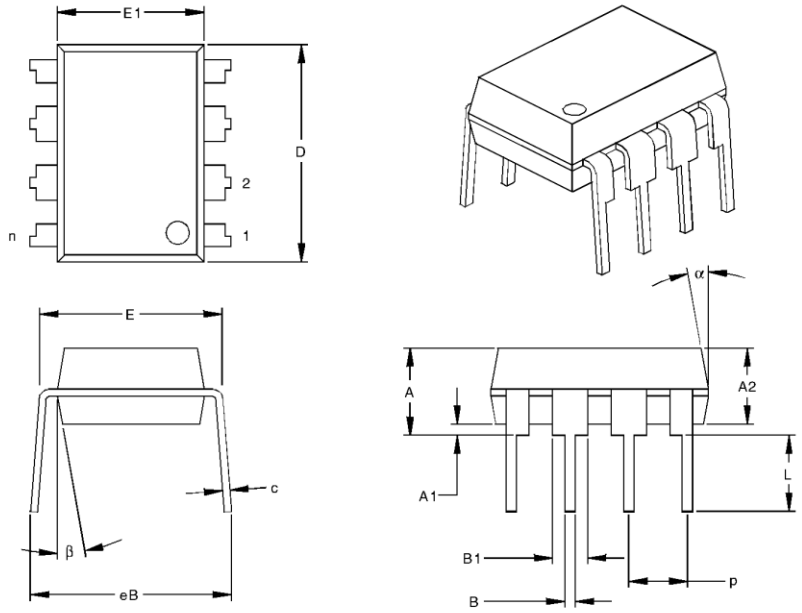


FIGURE 2-30: *Channel-to-Channel Separation vs. Frequency (MCP6022 and MCP6024 only).*

8-Lead Plastic Dual In-line (P) – 300 mil (PDIP)



Units		INCHES*			MILLIMETERS		
Dimension Limits		MIN	NOM	MAX	MIN	NOM	MAX
Number of Pins	n		8			8	
Pitch	p		.100			2.54	
Top to Seating Plane	A	.140	.155	.170	3.56	3.94	4.32
Molded Package Thickness	A2	.115	.130	.145	2.92	3.30	3.68
Base to Seating Plane	A1	.015			0.38		
Shoulder to Shoulder Width	E	.300	.313	.325	7.62	7.94	8.26
Molded Package Width	E1	.240	.250	.260	6.10	6.35	6.60
Overall Length	D	.360	.373	.385	9.14	9.46	9.78
Tip to Seating Plane	L	.125	.130	.135	3.18	3.30	3.43
Lead Thickness	c	.008	.012	.015	0.20	0.29	0.38
Upper Lead Width	B1	.045	.058	.070	1.14	1.46	1.78
Lower Lead Width	B	.014	.018	.022	0.36	0.46	0.56
Overall Row Spacing §	eB	.310	.370	.430	7.87	9.40	10.92
Mold Draft Angle Top	α	5	10	15	5	10	15
Mold Draft Angle Bottom	β	5	10	15	5	10	15

* Controlling Parameter
§ Significant Characteristic

Notes:
Dimensions D and E1 do not include mold flash or protrusions. Mold flash or protrusions shall not exceed .010" (0.254mm) per side.
JEDEC Equivalent: MS-001
Drawing No. C04-018

D Datasheet k elektromagnetickému mikrofonu

SPECIFICATIONS	Model No.	UGS3608-02DH-002
	Page	1/6

1. ELECTRICAL AND ACOUSTICAL SPECIFICATION

	Item	Specifications
1-1	Dimension	φ36×4.6t
1-2	Rated Input Power	1.0W
1-3	Max Input Power	1.5W
1-4	Rated Impedance	8±15% Ω /2KHz/1V
1-5	Resonance Frequency(f0)	500±20% Hz/1V
1-6	Sound Pressure Level	91±3 dB at (AVG 0.8,1.0,1.2,1.5)KHz 0.1W/0.1m baffleboard (IEC)
1-7	Frequency Range	FOHZ ~ 20KHz
1-8	Total Harmonic Distortion	5%MAX. at 1KHz, 1.0W
1-9	Flux Density	0.6T
1-10	Polarity	When a positive DC Current is applied to the voice coil terminal marked +or red ,the diaphram shall move forward
1-11	OperationTest	Must be normal at sine wave and program source 1.0W.
1-12	Buzz,Rattle,etc.	Should not be audible at 2.83 V sine wave between (FO Hz ~ 20kHz)
1-13	Weight	12 g
1-14	Voice Coil Diameter	p13.28mm
1-15	Magnet (NdFeB)	p12.5×1.5t mm
1-16	Appearance	Should not exist any obstacle to be harmful to normal operation;damages,cracks,rusts and distortions,etc.

2.ENVIRONMENTAL TEST

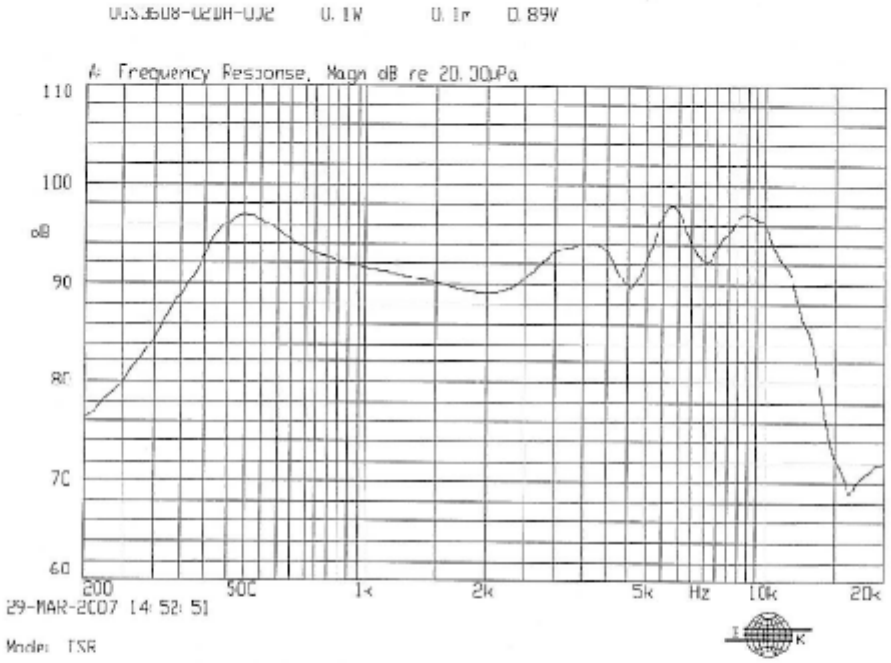
	Item	Specifications
2-1	High temp. Test	Keep 96 hours at +105°C±3°C and leave 3 hours in normal temperature and then check
2-2	Low temp. Test	Keep 96 hours at -40°C±3°C and leave 3 hours in normal temperature and then check
2-3	Humidity test	Keep 96 hours at +40°C±3°C relative humidity 95% and leave 3 hours in normal temperature and then checked.
2-4	Thermal cycle test.	Low temperature: -40°C±3°C, temperature:+105°C±3°C, cycle: 1 hour/cycle each, and then keep 5 cycles in a room.
2-5	Vibration	10~55~10Hz sin-wave sweep 15min. 5G(constant) X,Y, Z 3 direction. 2 hours each, total 6 hours.
2-6	Drop test	Free drop a unit from 100cm height to a board of 20mm thick x,y, z 6 direction. 1 times each, total 6 times.
2-7	Load test	Ratec Power white noise is applied for 96 hours
2-8	Max Power test	Max power 1 min on – 2 min off 10 cycles.
2-9	Terminal strength test	Capable of withstand 1kg load for 15seconds without resulting in any damage or rejection.

PASS CRITERION :

After these test , the change of S.P.L shall be within ±3 dB .

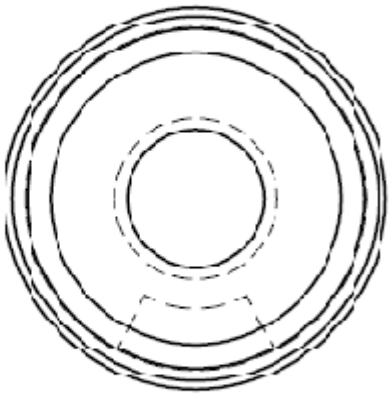
SPECIFICATIONS	Model No.	UGS3608-02D4-002
	Page	4/6

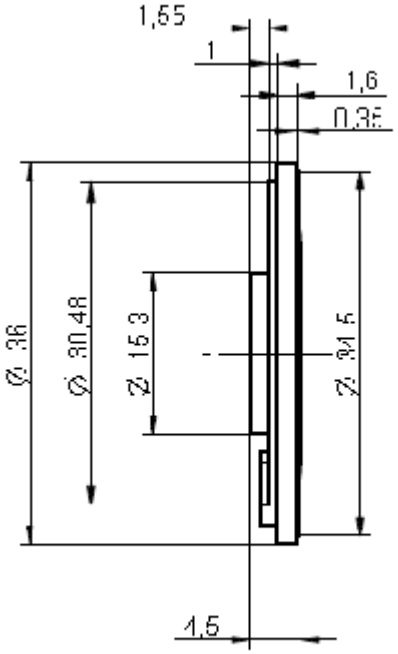
4.FREQUENCY RESPONSE CURVE



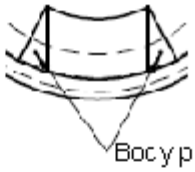
		06/14/07	Tan Qian'eng	Xing Ping	Tang he lin
Issue No	Description	Date	Issue	Check	Approval

Universal (Changzhou) Electronics Co., Ltd.





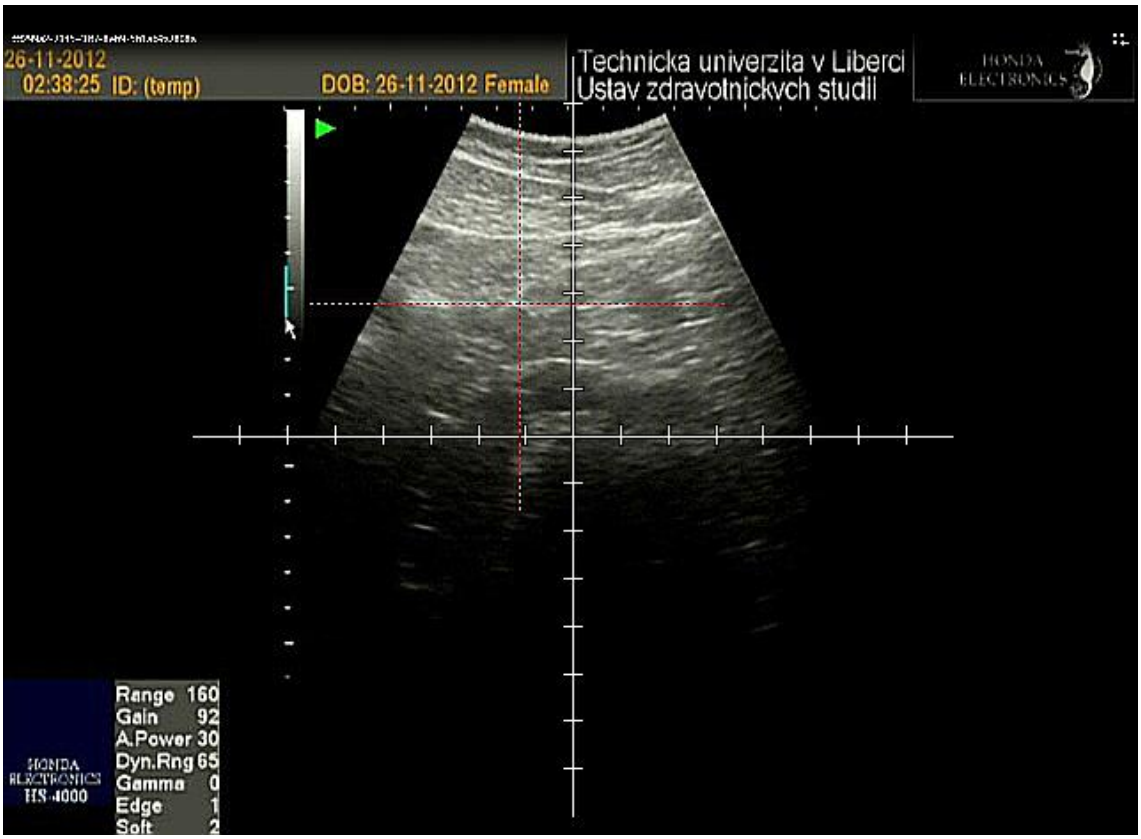
Pohled ze zadu



Info	
Položka	Specifikace
Rozměr	Ø36 x 4,6t
Jmenovitý příkon	1,0W
Max. příkon	1,5W
Jmenovitá impedance	45± 15% Ω /2KHz/1V
Rezonanční frekvence	500 ±20% Hz/1V
Hladina hluku	91± 3 dB (V/G 0,5, 1,0, 1,2 1,5,)KHz 0,1W/0,1m přepážka(IEC)
Rozsah frekvence	F CHZ 20KHz
Celkové harmonické zkreslení	5% max., 1kHz, 1,0W

PROMITANÍ-PROJECTION ISO E TOLERANCES ČSN ISO 8015				
PŘESNOST-ACCURACIES ČSN ISO 2768-m				
MĚŘÍTKO SCALE 2:1	KRESLI-DESIGNER: Tutlek	Dutlen projektování	15.4.2010	Sitta 02
	DATUM-DATE: 15.4.2000	ZMĚNA-CHANGE	DATE	AUTOR INDEX
	SCHVÁLIL-APPROVED: Kolář 15.4.2000			
	TECHNOLOG: Šitta Pecinka	PŘEDTVAR-RAW MATERIAL	HMOTNOST-WEIGHT Chyba: žádná	
LINET spol. s r.o.	TYP: E3 X C	GROUP		SOUBOR-FILE D6012/97.DFT
	NURSECALL-Reproduktor NÁZEV-NAME	D6012497 ČÍSLO VÝKRESU-DRAWING No	02 Version	

E Upravování snímků ultrazvuku


26-11-2012
02:38:25 ID: (temp)
DOB: 26-11-2012 Female
Technicka univerzita v Liberci
Ustav zdravotnickych studii
HONDA ELECTRONICS
Range 160
Gain 92
A.Power 30
Dyn.Rng 65
Gamma 0
Edge 1
Soft 2
HONDA ELECTRONICS
HS-4000


26-11-2012
02:38:25 ID: (temp)
DOB: 26-11-2012 Female
Technicka univerzita v Liberci
Ustav zdravotnickych studii

F Souhlas s účastí ve výzkumu

Informovaný souhlas s účastí na výzkumu „Možnosti sledování biomechanických projevů peristaltiky střev“

Prohlašuji, že jsem byl seznámen s podmínkami účasti na výzkumu „Možnosti sledování biomechanických projevů peristaltiky střev“ a že se jej chci dobrovolně zúčastnit. Beru na vědomí, že údaje poskytnuté pro účely tohoto výzkumu jsou anonymní a nebudou použity jinak, než –li k interpretaci výsledku psychologického sledování. Vyhrazuji si však, že všechna uvedená data budou podléhat povinné mlčenlivosti ze strany výzkumného týmu. Rovněž beru na vědomí, že mohu z programu kdykoli, podle svého vlastního uvážení, vystoupit.

Dne: 22.11.2012

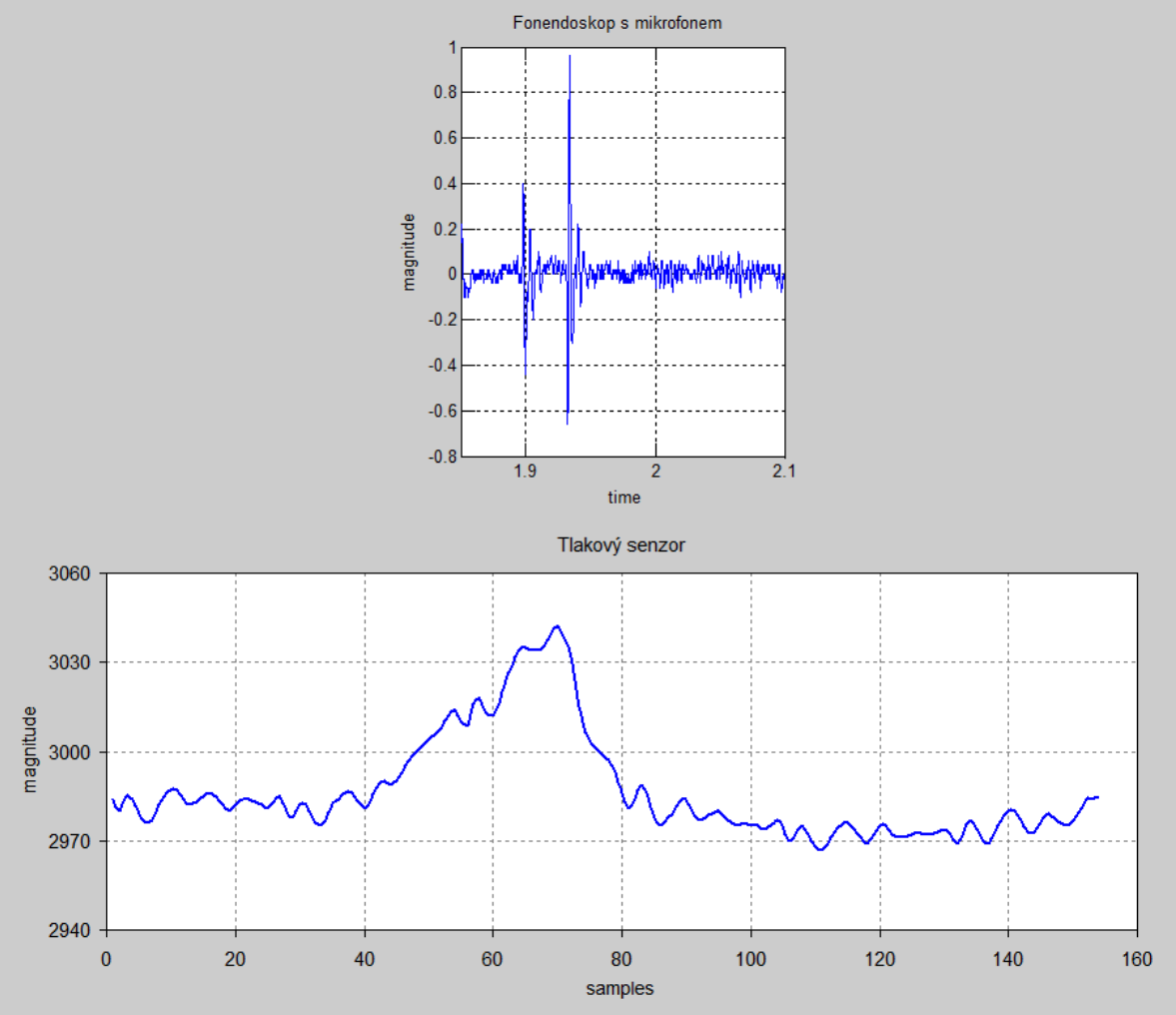
Jméno a příjmení: Siři Hrubý

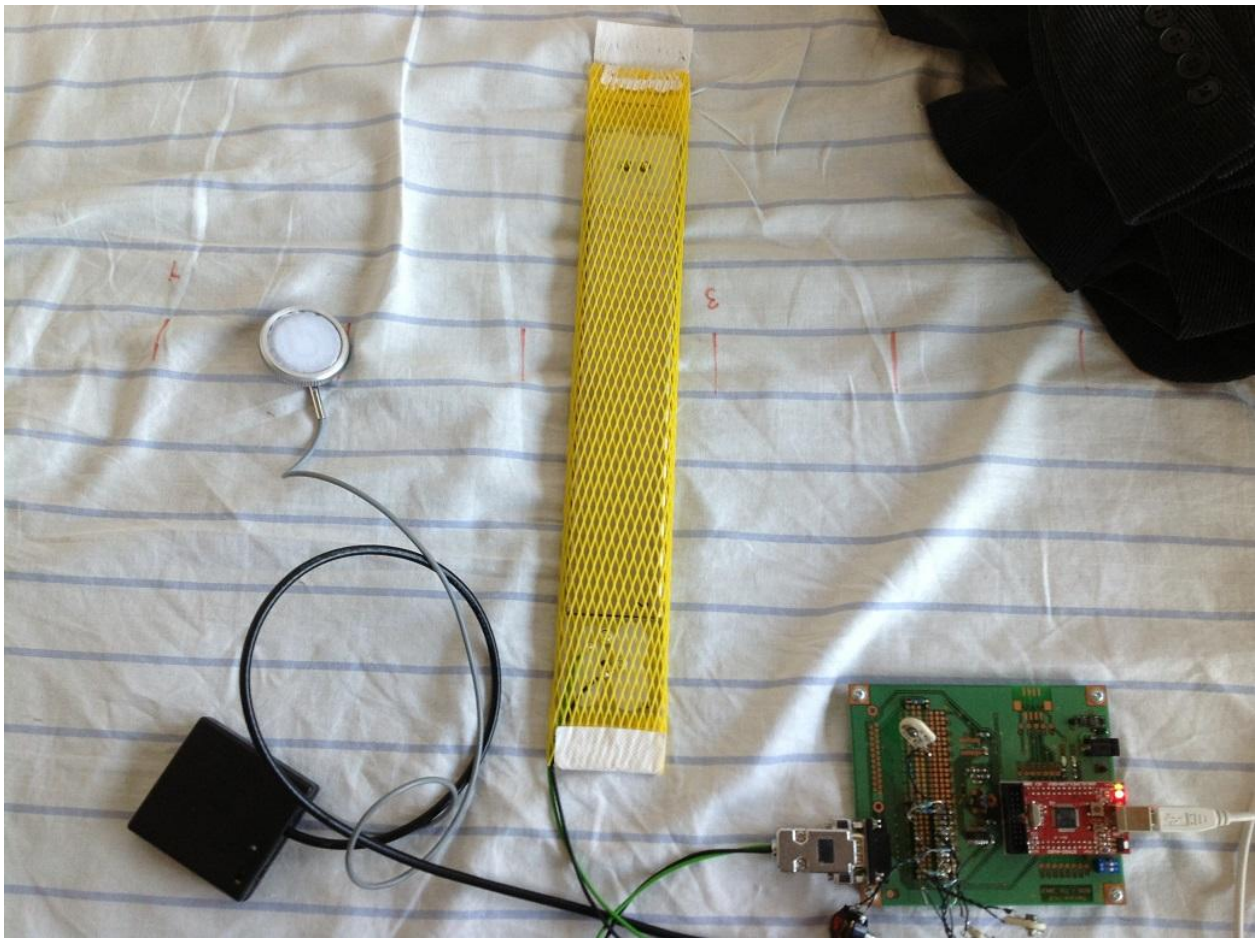
Podpis:

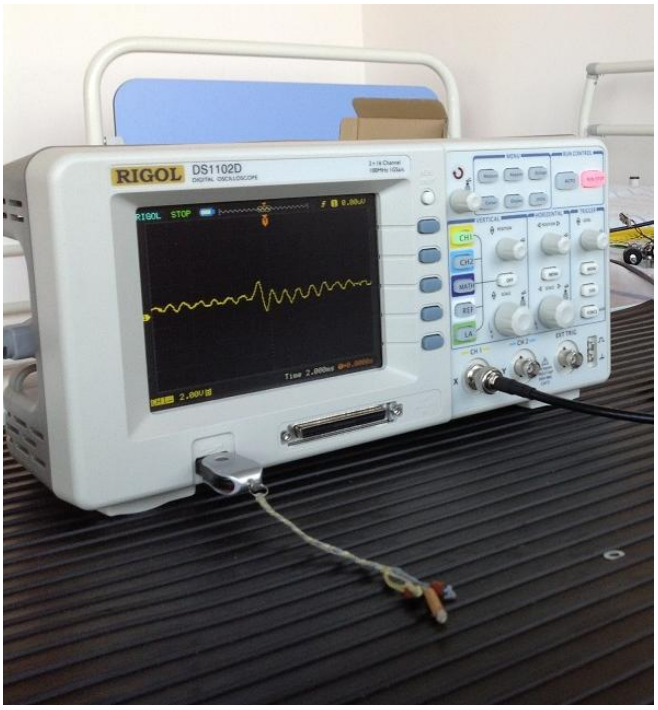
G Pokračování výzkumu

V případném pokračování výzkumu, kdy bychom navazovali na tuto bakalářskou práci, chceme porovnat efektivitu sestrojeného dotykového diagnostického přístroje (fonendoskop s mikrofonem) s bezdotykovým tlakovým čidlem, které snímá přes matraci lůžka změnu tlaku vyvíjeného na čidlo a s tím spojené volní pohyby, srdeční i dechovou aktivitu a potažmo i střevní motilitu.

I když toto pokračování výzkumu také nebylo součástí zadání práce, základní měření již proběhlo stejně jako návrh na následné vyhodnocování signálů. Vyhodnocení nasnímaných signálů není v době odevzdávání práce ještě zcela hotové, záznam z měření je zanesen v grafech, které jsou k vidění níže, konkrétní zdrojová data jsou uložena v cd příloze. Následovat bude překrývání signálů a jejich grafické porovnávání. Na dalších snímcích jsou zdokumentovány oba senzory, které jsou předmětem výzkumu, a prostředky zaznamenávající signály.






RIGOL
DS1102D
DIGITAL OSCILLOSCOPE